



**Marco Filipe
da Fonseca Coutinho**

**Controlo de Temperatura do Cimento Ósseo na
Artroplastia Cimentada**



**Marco Filipe
da Fonseca Coutinho**

**Controlo de Temperatura do Cimento Ósseo na
Artroplastia Cimentada**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob orientação científica do Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e do Doutor António Manuel Amal Ramos, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

O júri / The jury

Presidente / President

Prof. Doutor Robertt Angelo Fontes Valente

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Vogais / Examiners Committee

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar Universidade de Aveiro (orientador)

Prof. Doutor António Manuel Amaral Ramos

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro (co-orientador)

Prof. Doutor António de Oliveira Simões

Director da Escola Superior de Artes e Design - Matosinhos

Professor Associado com Agregação da Universidade de Aveiro

Agradecimentos /
Acknowledgements

Agradeço,
ao meu orientador, Prof. Doutor António Completo, pela ajuda, confiança,
disponibilidade e incentivo prestados;
a todos os meus amigos, que estiveram presentes nos melhores e piores
momentos;
à minha família, pelo apoio incondicional prestado ao longo de toda a minha
vida.

Palavras-chave

artroplastia cimentada, artroplastia total do joelho, cimento ósseo, polimerização do PMMA, controlo de temperatura, necrose óssea de origem térmica, porosidade, microfissuração, laxação asséptica.

Resumo

Actualmente, a maioria dos implantes ósseos utilizados na reconstrução articular são fixos ao osso recorrendo a cimento ósseo designado comercialmente por polimetilmetacrilato (PMMA). No processo de polimerização do PMMA dá-se uma reacção exotérmica com libertação de calor e o consequente aumento de temperatura. O aumento da temperatura (45°C-80°C) para além dos limites tolerados pelo organismo é apontado como uma das razões para o surgimento de necrose no osso, conduzindo à impossibilidade/dificuldade de regeneração do mesmo, colocando em causa a longevidade da artroplastia. O processo de polimerização, inicia-se normalmente na interface cimento-osso já que esta se encontra à temperatura mais elevada (corpo humano), promovendo-se assim a polimerização, ao longo da espessura do manto de cimento, no sentido do osso para o implante. O facto da interface cimento-implante ser a última a polimerizar conduz à existência de imperfeições na mesma. Tais imperfeições podem agir como núcleos de iniciação de fissuração do cimento ósseo originando a sua fractura posterior e conduzindo ao fenómeno de osteólise. Pelos motivos apontados torna-se interessante, de forma a melhorar a qualidade mecânica da interface cimento-implante, aumentar da temperatura do implante na fase inicial de polimerização do cimento ósseo e simultaneamente evitar que a temperatura de polimerização origine necrose de origem térmica no osso. Para alcançar estes dois objectivos foi desenvolvido um dispositivo de controlo da temperatura do cimento ósseo, objecto de estudo da presente tese. A primeira etapa deste estudo consistiu na construção e desenvolvimento do dispositivo electrónico utilizado. Este desenvolvimento passou pela construção física do dispositivo adaptado à artroplastia tibial do joelho e pelo processo de programação do seu software de controlo. Numa segunda etapa procedeu-se à avaliação experimental da eficiência do dispositivo no aquecimento do prato tibial assim como na temperatura máxima desenvolvida no cimento ósseo, utilizando para isso osso fresco bovino. Numa terceira fase desenvolveram-se modelos numéricos que simularam o processo de polimerização do cimento ósseo na tíbia proximal humana de forma a quantificar nestas condições a eficiência deste dispositivo, avaliando-se também a distribuição de temperaturas no osso. Os resultados obtidos evidenciaram a capacidade de o dispositivo desenvolvido aumentar a temperatura do implante na fase inicial de polimerização do cimento ósseo, promovendo-a a partir da interface cimento-prótese, assim como, reduzir a temperatura máxima do cimento ósseo, evitando o efeito de necrose térmica no osso. Em conclusão, o dispositivo desenvolvido contribui positivamente para o incremento da resistência mecânica da interface cimento-implante e reduz o efeito de necrose térmica óssea.

Keywords

cemented arthroplasty, total knee arthroplasty, cement bone, PMMA polymerization, temperature control, thermal bone necrosis, porosity, microfissuration, aseptic loosening.

Abstract

At present, most of the orthopaedic implants used in articular reconstruction are fixed to the bone using bone cement commercially known as polymethylmetacrylate (PMMA). The PMMA polymerization process leads to an exothermic reaction with heat release and the consequent temperature rise. The increase of the temperature (45°C - 80°C) beyond the tolerated limits for the organism is pointed as one of the reasons with respect to the arise of necrosis in the bone, leading to the impossibility/difficulty of its regeneration, compromising the arthroplasty longevity. The polymerization process normally initiates at the cement-bone interface due to its highest temperature (human body), promoting the polymerization, throughout the cement mantle thickness, in the bone-implant direction. The fact of the cement-implant interface being the last one to polymerize leads to the existence of imperfections in this area. Such imperfections can initiate the fissuration process of the bone cement originating its posterior fracture and leading to osteolysis. For the mentioned reasons, it becomes interesting, in order to improve the mechanical quality of the cement-implant interface, to increase the temperature of the implant in the initial phase of cement bone polymerization and simultaneously to prevent thermal bone necrosis originated by polymerization temperature. To achieve these two objectives, a cement bone temperature control device was developed - subject of study of the present thesis. The first stage of this study was the construction and development of this electronic device. This development involved the physical construction of the device adapted to the tibial knee arthroplasty and the programming process of its control software. In a second stage, it was proceeded the experimental evaluation of device efficiency in its tibial plate heating function as well as in the reduction of maximum temperature developed in the cement bone using, for this, bovine fresh bone. In the last phase, numerical models were created simulating the bone cement polymerization process in the human proximal tibia in order to quantify, in these conditions, the efficiency of this device, evaluating also the temperatures distribution in the bone. The results showed the capacity of the developed device to increase the implant temperature at the initial bone cement polymerization phase, promoting it from the cement-implant interface, as well as, to reduce the maximum temperature of the bone cement, preventing the effect of thermal necrosis in the bone. In conclusion, the developed device contributes positively for the increment of the mechanical resistance of the cement-implant interface and reduces the effect of thermal bone necrosis.

Conteúdo

Lista de Tabelas	iii
Lista de Figuras	iv
Lista de Símbolos	ix
Objectivos	x
1 Revisão bibliográfica	1
1.1 Artroplastia cimentada	1
1.1.1 Artroplastia cimentada da anca	1
1.1.2 Artroplastia cimentada do joelho	2
1.2 Cimento Ósseo de natureza acrílica (PMMA)	4
1.3 Necrose óssea de origem térmica	4
1.3.1 Necrose óssea térmica com origem no cimento ósseo	5
2 Dispositivo de controlo da temperatura de polimerização do PMMA	13
2.1 Princípios gerais de funcionamento	15
2.1.1 Sensores de Temperatura (LM35 DZ)	18
2.1.2 Módulos Termoeléctricos de Arrefecimento	20
2.2 Concepção e construção do dispositivo	20
2.2.1 Unidade de Controlo	20
2.2.2 Aplicativo ao prato tibial da artroplastia total do joelho	25
2.3 Software de Controlo	35
2.3.1 Programa de Aquisição de Temperaturas	36
2.3.2 Programa Principal de Controlo do Dispositivo	37
3 Ensaios Experimentais	41
3.1 Avaliação da performance do dispositivo em estado laboratorial.	41
3.1.1 Materiais e Métodos	41
3.1.2 Resultados e Discussão	42
3.2 Avaliação da performance do dispositivo em osso bovino fresco	45
3.2.1 Materiais e Métodos	45
3.2.2 Resultados e Discussão	50

4	Simulação Numérica dos gradientes de temperatura no osso (MEF)	59
4.1	Materiais e Métodos	59
4.1.1	Malhas de elementos finitos	60
4.1.2	Propriedades dos materiais	61
4.1.3	Propriedades de contacto e interacções	61
4.1.4	Condições de fronteira	61
4.1.5	Cargas térmicas aplicadas	61
4.2	Resultados e Discussão	65
4.2.1	Polimerização do cimento ósseo sem manipulação de temperaturas . .	65
4.2.2	Polimerização do cimento ósseo com aplicação do processo total de controlo de temperatura	66
4.2.3	Considerações finais	67
5	Conclusões e trabalhos futuros	73
A	Figuras auxiliares	77
B	Características técnicas dos principais componentes electrónicos do dispositivo de controlo da temperatura de polimerização do PMMA	79
B.1	Sensores de temperatura LM35	80
B.2	Módulos Termoeléctricos de Arrefecimento	82
B.3	Placa de aquisição de dados NI USB-6008, <i>National Instruments</i>	83
B.4	Esquema eléctrico do dispositivo de controlo de temperatura do PMMA . . .	84

Lista de Tabelas

1.1	Resultados obtidos para medições de temperaturas <i>in-vivo</i> durante a polimerização do cimento ósseo na interface cimento-osso (vários autores)	6
1.2	Principais valores obtidos nos experimentos de Hsieh <i>et al.</i> (2006).	11
3.1	Principais valores referentes aos testes.	44
3.2	Composição do cimento ósseo CMW3.	47
3.3	Principais valores obtidos nos ensaios de polimerização do PMMA.	56
4.1	Características das malhas de elementos finitos de cada componente da simulação numérica.	60
4.2	Propriedades dos materiais usados na simulação numérica.	61
4.3	Propriedades de contacto de algumas interfaces.	61

Lista de Figuras

1.1	Representação esquemática da artroplastia total da anca cimentada e respectivos componentes.	2
1.2	Artroplastia total do joelho (representação esquemática).	3
1.3	Radiografias de joelho: (a) Com cartilagem danificada (gonartrose); (b) Após artroplastia total.	3
1.4	Curva de níveis limite de tempo e temperatura, desenvolvida por Moritz e Henriques (1947), para a ocorrência de necrose térmica.	5
1.5	Temperaturas máximas, obtidas por Pascual <i>et al.</i> , na polimerização do PMMA para diferentes marcas comerciais com diferentes tamanhos de grão de polímero.	7
1.6	Porosidade no cimento ósseo para as 4 condições de teste de Iesaka <i>et al.</i> . Da esquerda para a direita: Haste femoral à temperatura ambiente; Pré-aquecimento da haste femural a 37°C; Pré-aquecimento da haste femural a 44°C; Pré-aquecimento da haste femural a 50°C.	9
1.7	Porosidade no cimento ósseo para as 3 condições de teste de Hsieh <i>et al.</i> : (a) Pré-arrefecimento do canal femural; (b) Pré-aquecimento da haste femural; (c) Temperaturas dos componentes não controladas.	11
2.1	Temperaturas obtidas por Schiller (2009) no teste do seu dispositivo de controlo de temperatura.	14
2.2	Dispositivo de controlo de temperatura do cimento ósseo na artroplastia cimentada.	15
2.3	Esquema representativo do fluxo de informação no funcionamento do dispositivo de controlo de temperatura	17
2.4	Placa de aquisição de dados NI USB-6008, <i>National Instruments</i>	18
2.5	Sensor de temperatura LM35 DZ: (a) Vista em perspectiva; (b) Diagrama de conexão do sensor.	19
2.6	Características de funcionamento dos sensores LM35:(a) Precisão do sensor LM35 ao longo da gama de temperaturas; (b) Resposta temporal do sensor LM35 em banho de óleo agitado.	19
2.7	Esquema representativo de um módulo termoelectrico de arrefecimento de estágio único.	20
2.8	Efeito de <i>Peltier</i> : Par de blocos do tipo "n" e "p". Movimentação das cargas criando a diferença de temperatura entre extremidades.	21
2.9	Unidade de controlo do dispositivo e respectivos componentes.	21
2.10	Fonte de alimentação (<i>HRP-600-3.3</i>) da fabricante <i>Mean Well</i> usada para alimentar os módulos termoelectricos de arrefecimento.	22

2.11	Esquema de funcionamento do relé electromagnético 40.52, <i>Finder</i>	24
2.12	Unidade de controlo e respectivos conectores: (a) Conectores de alimentação externa dos TECs; (b) Conectores para os sensores LM35 e TECs.	24
2.13	Esquema de Montagem das camadas que formam o aplicativo do prato tibial.	25
2.14	Condução de calor uni-dimensional em regime estacionário numa parede plana.	26
2.15	Temperaturas superficiais do aplicativo em dois instantes distintos: (a) Instante do estágio de aquecimento contínuo do prato tibial; (b) Instante do estágio de arrefecimento contínuo do prato tibial.	28
2.16	Circuito térmico equivalente: (a) Estágio de aquecimento contínuo do prato tibial; (b) Estágio de arrefecimento contínuo do prato tibial.	29
2.17	Prato tibial P.F.C. Sigma Knee System <i>Depuy</i> . Várias perspectivas.	33
2.18	Componentes do aplicativo do prato tibial responsáveis pela transferência de calor: (a) Placa fina de alumínio; (b) Placa de acrílico; (c) Placa espessa de alumínio; (d) Dissipador de calor.	33
2.19	Placa acrílica com os sensores de temperatura e módulos termoelectrónicos de arrefecimento embutidos: (a) Face que estará em contacto com a placa espessa de alumínio; (b) Face que estará em contacto com a placa fina de alumínio.	34
2.20	Montagem parcial do aplicativo do prato tibial: Placas de condução de calor e módulos termoelectrónicos de arrefecimento e sensores LM35 (no interior).	34
2.21	Aplicativo do prato tibial. Diferentes vistas.	35
2.22	Interface gráfica do programa de aquisição de temperaturas.	36
2.23	Interface gráfica do programa principal de controlo do dispositivo.	37
2.24	Abas da interface gráfica do programa de controlo do dispositivo: (a) Aba de estado dos estágios do processo. (b) Aba de controlo dos tempos limite para mudança entre estágios do processo.	39
2.25	Abas da interface gráfica do programa de controlo de temperaturas: (a) Aba de controlo das temperaturas limite para cada estágio; (b) Aba de ajuste do eixo x (tempo) do painel gráfico.	40
3.1	Suporte criado para o teste do aplicativo do prato tibial em estado laboratorial. Diferentes posições estabelecidas para o sensor da face inferior do prato tibial.	42
3.2	Montagem criada para a avaliação do dispositivo de controlo de temperaturas em estado laboratorial.	42
3.3	Temperaturas registadas com o sensor da face inferior do prato tibial colocado na posição 1.	43
3.4	Temperaturas registadas com o sensor da face inferior do prato tibial colocado nas diferentes posições estabelecidas.	43
3.5	Porção de tíbia de bovino preparada para os ensaios: (a) Osso preparado com a cavidade para receber o prato tibial; (b) Osso pronto para os ensaios (Cavidades para o prato tibial e para o sensor de temperatura)	46
3.6	Tempos de operabilidade do cimento ósseo CMW3 Gentamicin.	47
3.7	Prato tibial com o cimento ósseo ainda em estado viscoso, pronto a ser aplicado na porção de tíbia.	48
3.8	Uma das montagens finais para o teste experimental do dispositivo de controlo com osso fresco de bovino.	49
3.9	Temperaturas no cimento e na face superior do prato tibial durante a polimerização do cimento sem manipulação de temperaturas. Porção de osso 1.	51

3.10	Temperaturas no cimento e na face superior do prato tibial durante a polimerização do cimento sem manipulação de temperaturas. Porção de osso 2. . . .	51
3.11	Temperaturas do cimento ósseo e da face superior do prato tibial durante a sua polimerização com pré-aquecimento do prato tibial. Porção de osso 1. . . .	52
3.12	Temperaturas do cimento ósseo e da face superior do prato tibial durante a sua polimerização com pré-aquecimento do prato tibial. Porção de osso 2. . . .	53
3.13	Temperaturas do cimento ósseo e da face superior do prato tibial durante a sua polimerização com processo total de controlo de temperatura. Porção de osso 1	54
3.14	Temperaturas do cimento ósseo e da face superior do prato tibial durante a sua polimerização com processo total de controlo de temperatura. Porção de osso 2	55
3.15	Temperaturas do cimento ósseo em vários processos de controlo aplicados . .	55
4.1	Componentes usados na simulação e respectivas malhas de elementos finitos.	60
4.2	Taxa de geração de calor do cimento ósseo usada no ensaio experimental da sua polimerização sem controlo de temperatura (porção de osso 1).	62
4.3	Taxa de geração de calor do cimento ósseo usada na simulação numérica (MEF).	64
4.4	Taxa de geração de calor baseada na curva usada por Radev <i>et. al.</i> nas suas simulações numéricas.	64
4.5	Distribuição de temperaturas (°C) na face do cimento ósseo em contacto com a tibia no instante de temperatura máxima. Polimerização sem controlo de temperatura.	65
4.6	Distribuição de temperaturas (°C) na face do cimento ósseo em contacto com o prato tibial no instante de temperatura máxima. Polimerização sem controlo de temperatura.	66
4.7	Distribuição de temperaturas (°C) na face da tibia em contacto com o cimento ósseo no instante de temperatura máxima. Polimerização sem controlo de temperatura.	67
4.8	Distribuição de temperaturas (°C) na face do cimento ósseo em contacto com a tibia no instante de temperatura máxima. Polimerização com controlo de temperatura.	67
4.9	Distribuição de temperaturas (°C) na face da tibia em contacto com o cimento ósseo no instante de temperatura máxima. Polimerização com controlo de temperatura.	68
4.10	Variação da temperatura, nas duas simulações efectuadas, para um mesmo nó pertencente à malha de elementos finitos da face da tibia em contacto com o cimento.	68
4.11	Distribuição de temperaturas (°C) na face do prato tibial em contacto com o cimento ósseo na sua polimerização com controlo de temperatura, 30 segundos após o início do processo (período de aquecimento contínuo).	69
4.12	Distribuição de temperaturas (°C) na face do prato tibial em contacto com o cimento ósseo com controlo de temperatura, 30 segundos após o início do processo (período de aquecimento contínuo).	70
4.13	Gradiente de temperaturas na face superior do prato tibial em diferentes instantes do processo de polimerização do cimento ósseo com controlo de temperatura : (a) 5 segundos; (b) 30 segundos; (c) 40 segundos; (d) 50 segundos.	71
A.1	Distribuição de temperaturas, em regime transiente, em dois sólidos em contacto.	77

A.2	Alheta de secção rectangular regular e respectivas cotas.	77
A.3	Resistência de contacto na superfície de contacto de dois corpos e suas implicações no fluxo de calor e na distribuição de temperaturas.	78
B.1	Características funcionais dos sensores de temperatura LM35.	80
B.2	Características dimensionais dos sensores de temperatura LM35.	81
B.3	Características técnicas dos módulos termoelectricos de arrefecimento da fabricante <i>Marlow Industries</i>	82
B.4	Entradas analógicas da placa de aquisição de dados NI USB-6008, <i>National Instruments</i>	83
B.5	Saídas digitais da placa de aquisição de dados NI USB-6008, <i>National Instruments</i>	83
B.6	Esquema eléctrico da unidade de controlo do dispositivo de controlo de temperatura do PMMA.	85

Lista de Símbolos

Abreviaturas

PMMA - Polimetilmetacrilato;

TEC - Módulos termoelétricos de arrefecimento (do inglês: *termoelectric cooler*);

MEF - Método dos elementos finitos;

CAD - Computer Aided Design

Objectivos

O principal objectivo deste trabalho consiste na construção e aperfeiçoamento de um dispositivo para controlo de temperatura em implantes ortopédicos metálicos e consequentemente do cimento ósseo, durante o seu processo de polimerização na artroplastia cimentada. Concretamente:

- Construção física, aperfeiçoamento e programação do dispositivo de controlo de temperatura. A programação a desenvolver em *LabView* deverá permitir o controlo dos módulos termoeléctricos de arrefecimento que trabalham segundo o efeito de *Peltier*, garantindo o seu accionamento e inversão de fluxo de calor. O accionamento e controlo da direcção deste fluxo deve ser realizado em função da leitura de temperaturas dos sensores colocados sobre a superfície do implante.
- Caracterização experimental em modelos simples das temperaturas desenvolvidas no osso fresco para diferentes parâmetros experimentais (diferentes porções de osso e temperatura ambiente). No final desta etapa, deve ser demonstrada, ou não, a utilidade do dispositivo de controlo de fluxo de calor no controlo de temperatura do osso no modelo simples.
- Avaliação, através de modelos numéricos, realizada de forma a aceder ao comportamento térmico, em condições próximas às das cirúrgicas *in-vivo*. Estes modelos deverão reproduzir as geometrias dos implantes e estruturas ósseas envolvidas numa determinada artroplastia. Numa fase inicial, os modelos numéricos a desenvolver deverão reproduzir os modelos simples utilizados na parte experimental visando a obtenção concreta da distribuição de temperaturas no osso. Após a validação dos modelos numéricos simples procede-se ao desenvolvimento e análise dos modelos numéricos que replicam as condições fisiológicas. No final desta etapa deverá concluir-se de que forma o controlo dos fluxos de calor no implante pode ou não influenciar a temperatura do osso na fase de polimerização do cimento ósseo em condições fisiológicas.

Capítulo 1

Revisão bibliográfica

1.1 Artroplastia cimentada

A artroplastia com recurso a cimento ósseo é um tipo de intervenção cirúrgica existente há algumas décadas. Surge, no início da década de 60, com John Charnley que utilizou pela primeira vez o cimento de natureza acrílica como fixador de componentes protésicos ao osso na artroplastia total da anca. Desde então, têm sido criadas artroplastias cimentadas para vários tipos de articulações [1; 2]. Os exemplos mais comuns são o joelho e as vértebras. Este tipo de composto polimérico é ainda usado em cranioplastias, tratamento de aneurismas, fixação de fracturas patológicas e de outros componentes como olhos artificiais, por exemplo [3].

A utilização do cimento ósseo na artroplastia visa pôr fim à instabilidade mecânica da prótese e consequentes movimentos relativos entre prótese e osso. Com o seu uso, é conseguida uma estabilidade na interface cimento-prótese, bem como uma ligação mecânica entre cimento e osso. Apresentando o cimento um reduzido módulo de elasticidade e ocupando este as principais áreas de contacto entre prótese e osso, permite uniformizar a distribuição dos esforços entre ambos, reduzindo as concentrações de tensões que poderão estar na origem de necrose óssea e consequente laxação asséptica [4; 5].

As intervenções nas quais é mais comum a aplicação do cimento ósseo como fixador protésico são as artroplastias da anca e do joelho.

1.1.1 Artroplastia cimentada da anca

A artroplastia da anca visa a restauração funcional desta articulação, pondo termo à dor e conferindo ao paciente capacidades próximas das originais, restituindo a movimentação como uma anca saudável. São vários os factores que podem ditar a sua realização entre os quais se encontram fracturas e patologias da articulação. São exemplos comuns a artrose¹ e a artrite². A artroplastia cimentada é uma intervenção bastante comum na cirurgia ortopédica para o tratamento dos problemas referidos. A figura 1.1 mostra uma representação esquemática da artroplastia total cimentada da anca.

¹Processo de origem não-inflamatória caracterizado pela degeneração da cartilagem articular que perde a sua elasticidade, integridade e consistência, levando à perda de parte ou totalidade da capacidade funcional da articulação [6].

²Processo com sintomas semelhantes aos da artrose, porém de origem inflamatória, geralmente reumatismal [7].

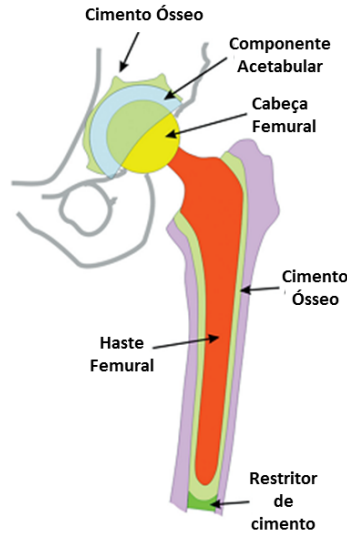


Figura 1.1: Representação esquemática da artroplastia total da anca cimentada e respectivos componentes [8].

Numa abordagem simples, esta intervenção consiste no estabelecimento do contacto (estático e dinâmico) entre uma esfera (cabeça do componente protésico femoral) e uma calote do componente acetabular. Para o efeito é removida a cabeça femoral e perfurado o canal femoral, para posterior preenchimento com cimento ósseo. A haste metálica é inserida no canal femoral sendo a sua fixação garantida após a polimerização do cimento ósseo. A cavidade do acetábulo necessita de um redimensionamento, por forma a permitir a correcta aplicação do componente protésico acetabular [9; 10].

1.1.2 Artroplastia cimentada do joelho

A articulação do joelho é provida de alguma complexidade. Tem como base de funcionamento a articulação entre as extremidades distal e proximal do fémur e da tíbia, respectivamente. As extremidades são cobertas por uma espessa cartilagem, que quando se apresenta danificada ou gasta, devido a patologias como gonartrose³ ou artrite provoca rigidez, limitação de movimentos, dor e inflamação, uma vez que os ossos entram em contacto directo um com o outro sem as naturais superfícies que lhes conferem mobilidade e protecção. Para além da tíbia e do fémur, existem vários ligamentos que garantem o correcto posicionamento dos ossos mencionados e a ligação entre si. Aquando da artroplastia do joelho, alguns deles, assim como as superfícies de contacto, são substituídas por novas superfícies artificiais, a prótese. Os seus componentes são fixos ao osso através do cimento ósseo, no caso da artroplastia cimentada [4]. A substituição do joelho permite a recuperação da mobilidade e eliminação da dor, contribuindo desta forma para uma melhoria significativa da qualidade de vida do paciente.

A figura 1.2 apresenta uma representação esquemática da artroplastia total do joelho na qual é usado cimento ósseo para fixar os componentes tibial e femoral condilar.

³Designação atribuída ao fenómeno de artrose no joelho.

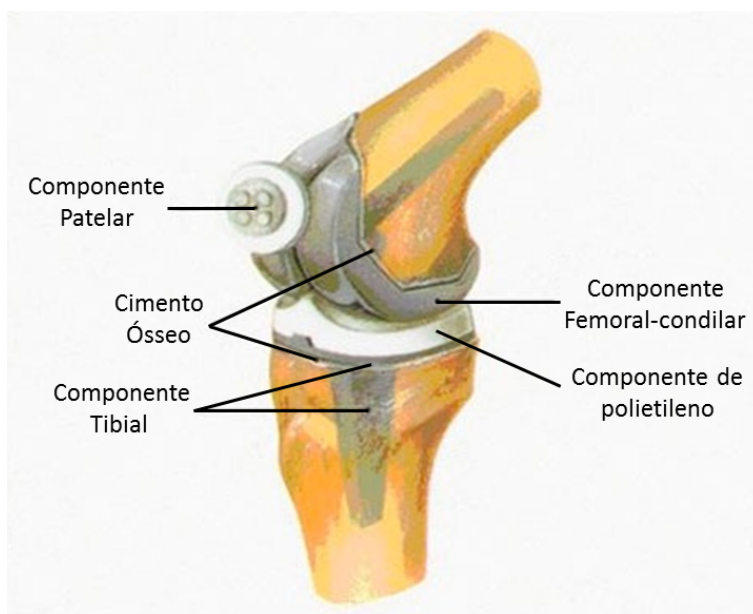


Figura 1.2: Artroplastia total do joelho (representação esquemática) [11].

A figura 1.3 apresenta a vista anterior de um joelho infectado com gonartrose submetido posteriormente a uma artroplastia total.

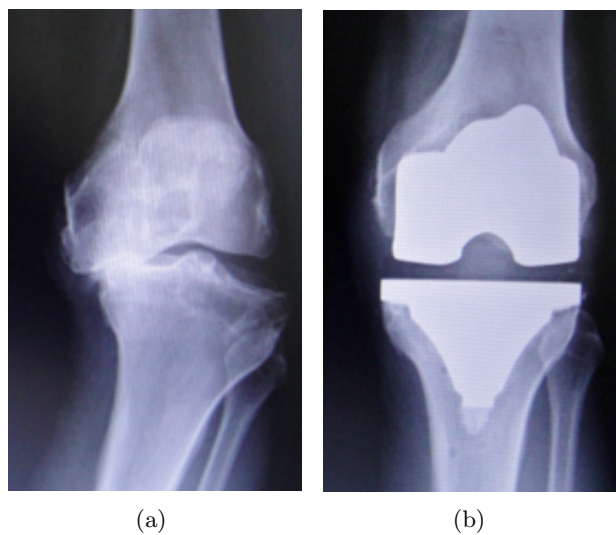


Figura 1.3: Radiografias de joelho: (a) Com cartilagem danificada (gonartrose); (b) Após artroplastia total [12].

1.2 Cimento Ósseo de natureza acrílica (PMMA)

O cimento ósseo de natureza acrílica é, nos dias que correm, o material mais solicitado para efeitos de fixação de componentes na artroplastia cimentada. Contudo, o recurso a este composto traz consigo alguns problemas que põem em causa a longevidade da artroplastia, ditando muitas vezes a a laxação da prótese e a sua consequente revisão. Uma das maiores preocupações quanto ao uso deste tipo de agente fixador tem sido a reacção exotérmica inerente ao seu processo de polimerização. Gerando esta elevadas temperaturas, pode estar na origem de necrose de origem térmica no tecido ósseo, podendo contribuir para a formação de um tecido fibroso em torno da interface cimento-osso levando à posterior laxação da prótese [3]. O outro grande problema do cimento ósseo está directamente relacionado com a sua fragilidade na interface cimento-prótese, na qual é comum a existência de porosidade devido à fraca polimerização (derivado da baixa temperatura da prótese). Com esta porosidade e consequente baixa resistência mecânica, surge microfissuração que conduz à fractura do cimento e consequente laxação da prótese. Esta fissuração dá origem a formação de partículas microscópicas que entrando em contacto com o osso provocam osteólise⁴, originando perda de densidade óssea e consequente descolamento da prótese.

Como anteriormente referido, este polímero é essencialmente empregue na fixação de componentes protésicos ao osso. É usado em vários tipos de artroplastia. Porém, este agente fixador é empregue, também, em outros fins. Porções de cimento com aditivos antibióticos são aplicados em osso infectado para garantir a acção destas substâncias em zonas localizadas durante longos períodos de tempo [13]. Cimento com componentes ferromagnéticos é aplicado em osso cancerígeno por forma a possibilitar tratamentos de hipertermia localizados e repetitivos evitando a necessidade de realização de intervenção cirúrgica [14].

1.3 Necrose óssea de origem térmica

Estudos realizados confirmam que os valores de temperatura a que as células animais são expostas não são o único factor crucial na causa de necrose de origem térmica. O tempo ao qual os tecidos são expostos é também um factor preponderante nos danos térmicos sofridos. Moritz e Henriques (1947) desenvolveram estudos neste âmbito. Concluíram que a necrose dos osteócitos se dá 30 segundos, e 5 horas, após a exposição a temperaturas de 55 °C e 45°C, respectivamente [15].

Na figura 1.4 é apresentada a curva relativa aos níveis limite de temperatura e tempo para a ocorrência de necrose térmica vascular e dos osteócitos desenvolvida por Moritz e Henriques.

Mais tarde, Lundskog (1972), com experimentos realizados com coelhos, chega a conclusões semelhantes, porém confirma o aparecimento de necrose térmica nas células ósseas após 30 segundos à exposição de 50 °C. Nos seus estudos, Lundskog, defende também que a capacidade de regeneração das células do tecido ósseo é posta em causa apenas quando exposto a temperaturas iguais ou superiores a 70°C [16].

⁴Absorção de partículas microscópicas estranhas por parte das células ósseas dando origem a uma resposta inflamatória na tentativa de eliminá-las. Esta resposta inflamatória pode originar perda óssea [4].

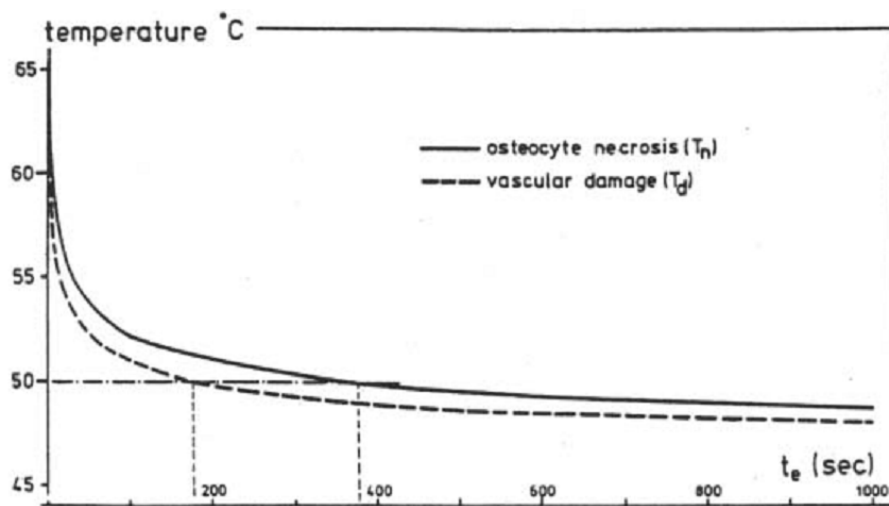


Figura 1.4: Curva de níveis limite de tempo e temperatura, desenvolvida por Moritz e Henriques (1947), para a ocorrência de necrose térmica [15].

Em 1984, Eriksson e Albrektsson estudaram os efeitos do calor na regeneração óssea em coelhos. Concluíram que a exposição da superfície óssea a 47°C ou a 50°C durante 1 minuto seria o suficiente para uma significativa redução da formação óssea. Ao passo que não foi verificado qualquer efeito negativo quando exposta a 44°C durante igual período de tempo. Quiseram com estes testes demonstrar a importância do controlo de temperatura durante intervenções cirúrgicas, como a artroplastia, por forma a não inviabilizar a regeneração óssea [17].

1.3.1 Necrose óssea térmica com origem no cimento ósseo

O sucesso e a longevidade da artroplastia cimentada estão fortemente dependentes da polimerização do cimento ósseo. Muitos são os factores que influenciam esta reacção e desde cedo, começou a haver uma forte preocupação com as consequências da reacção exotérmica associada

Vários estudos, de cariz experimental e/ou numérico, têm vindo a ser realizados na tentativa de caracterizar a polimerização do PMMA, conhecer o seu comportamento em função das condições nas quais é manipulado e as consequências da exotermia no tecido ósseo. São diversas as técnicas já tentadas para minimizar as temperaturas obtidas durante a reacção de polimerização, porém, estas podem trazer outros problemas a nível estrutural do cimento ósseo.

Foram vários os testes efectuados, na década de 70, visando a obtenção das temperaturas do PMMA durante a sua polimerização. A tabela 1.1 apresenta alguns resultados de testes efectuados em condições *in vivo* nesta época.

Tabela 1.1: Resultados obtidos para medições de temperaturas *in-vivo* durante a polimerização do cimento ósseo na interface cimento-osso (vários autores) [18; 19; 20; 21].

Autores	Temperatura máxima na interface cimento-osso	Condições (In-vivo)
	(°C)	
Homsy et al. (1972)	70-90	fêmures caninos, vários cimentos
Meyer et al. (1973)	70	fêmures humanos, artroplastia total da anca
Bihel et al. (1974)	47	valor médio, fêmur humano, artroplastia total da anca
Labitzke and Paulus (1974)	45	valor médio, fêmur humano, artroplastia total da anca

Começou cedo a preocupação em minimizar os elevados níveis de temperatura registados durante a cura do cimento ósseo. Meyer *et al.* (1973) concluiu que uma redução da temperatura ambiente provoca uma redução das temperaturas máximas de polimerização do cimento ósseo. Obteve, nos seus estudos, temperaturas máximas de polimerização do cimento de 53°C para uma temperatura ambiente de 4°C e 125°C quando esta se encontrava nos 37°C.

Em 1976, DiPisa *et al.*, tentaram já, minimizar os riscos de ocorrência de necrose de origem térmica no tecido ósseo, pré-arrefecendo a componente protésica acetabular na artroplastia total da anca até temperaturas de 84°C negativos. Concluíram que este procedimento causaria a redução das temperaturas máximas verificadas na interface cimento-osso de 70°C para 49°C [22].

Harving *et al.* (1991) avaliaram experimentalmente, *in vitro*, as temperaturas de polimerização de dois cimentos ósseos comerciais. O Palavit® (cimento de cura a baixa temperatura) e o Surgical Simplex® P. Foram usados 12 fêmures de suíno para efectuar os experimentos. Foram realizados 6 ensaios para cada um dos cimentos. Os fêmures foram previamente aquecidos a 38°C. Foram registadas, na interface cimento-osso, temperaturas máximas 50°C e 60°C para o Palavit® e para o Surgical Simplex® P, respectivamente [23].

Wikman (1992), testou, *in situ*, os efeitos da irrigação de um fluido (solução de Ringer⁵) na polimerização do cimento ósseo junto do acetábulo. Os testes foram efectuados em 19 pessoas submetidas a artroplastia total da anca. Efectuou 8 intervenções com irrigação e 11 intervenções sem irrigação. A temperatura ambiente média foi de 33°C. No primeiro grupo, as temperaturas máximas obtidas rondaram uma média de 40,9°C sendo que foram atingidas temperaturas superiores a 44°C durante 18 e 46 segundos, em dois pacientes. Já no grupo no qual não foi aplicada irrigação, verificou-se uma média de temperaturas máximas de 48,8°C. Na grande maioria destes pacientes (9 casos) foi verificado um tempo médio de 2,7 minutos a temperaturas superiores a 44°C. Desta forma Wikman concluiu que a irrigação contínua com a solução de Ringer durante a polimerização do PMMA é um procedimento que causa abaixamento das temperaturas reduzindo o risco de necrose de origem térmica no tecido ósseo [25].

Pascual *et al.* (1996) estudaram a influência do tamanho dos grãos do PMMA (porção sólida) na polimerização do cimento ósseo. Verificaram que as temperaturas máximas atingidas du-

⁵Uma das primeiras soluções de laboratório baseada em sais dissolvidos em água. Prolonga o tempo de sobrevivência de tecido animal dissecado. A solução contém cloreto de sódio, cloreto de potássio, cloreto de cálcio e bicarbonato de sódio nas mesmas concentrações em que existem nos fluidos corporais [24].

rante a polimerização dos cimentos variam inversamente com o tamanho de grão (figura 1.5). Verificaram também que a diminuição do tamanho de grão acelera a reação de polimerização ocorrendo esta mais cedo em menor espaço de tempo. Foram usados PMMA provenientes de 6 marcas diferentes, diferindo estes, essencialmente, nos tamanhos de grão (do mais pequeno para o maior: CMW3, Rostal, P-I, P-II, P-III, P-IV). As porções de monómero usadas, bem como as condições de polimerização foram as mesmas em todos os ensaios.

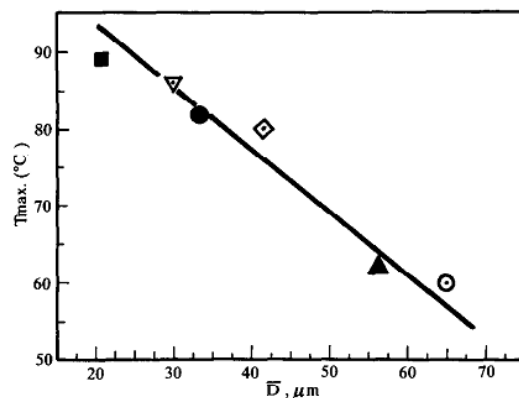


Figura 1.5: Temperaturas máximas, obtidas por Pascual *et al.*, na polimerização do PMMA para diferentes marcas comerciais com diferentes tamanhos de grão de polímero [26].

Em 1997, Maffezzoli *et al.* simularam, numericamente, a polimerização do PMMA na substituição total da anca, no que diz respeito a temperaturas atingidas e grau de polimerização. Realizaram o estudo para várias espessuras de cimento ósseo (3mm, 5mm e 7mm) e para cada uma destas simularam o processo com diferentes temperaturas de mistura e aplicação do cimento ósseo. Verificaram que o aumento da temperatura de mistura deste composto provoca um aumento nas temperaturas máximas atingidas durante a sua polimerização, encurtando, simultaneamente o tempo total da polimerização. Concluíram também que o aumento da espessura da camada de cimento ósseo origina uma subida das temperaturas máximas verificadas durante o seu processo de cura.

No mesmo ano, Müller *et al.* criaram um sistema de armazenamento e mistura dos componentes do cimento ósseo em vácuo. Testaram dois cimentos comerciais. O Palacos® R e o Simplex® P. Nos seus experimentos testaram a redução de 10% da quantidade de monómero na mistura, tendo verificado que esta contribui para uma redução das temperaturas durante a cura do cimento sem que sejam postas em causa propriedades físicas como porosidade e densidade do mesmo [27].

Morita *et al.* (1999) realizaram várias artroplastias totais da anca, recorrendo a um cimento ósseo convencional (CMW3®) (58 intervenções cirúrgicas) e a outro contendo tri-n-butilborano como agente iniciador da polimerização designado comercialmente por Bonemite® (35 intervenções cirúrgicas). Concluíram que não existem diferenças significativas na longevidade das artroplastias realizadas com o uso destes dois cimentos, porém verificaram que as temperaturas máximas de polimerização do Bonemite® são mais baixas comparativamente às do CMW3® [28].

Mais tarde (2002), Fukushima *et al.* realizaram simulações numéricas térmicas, por método de elementos finitos, da polimerização do cimento ósseo na artroplastia total do joelho, para

diferentes espessuras da camada de cimento e diferentes temperaturas iniciais da superfície do osso. Definiram, primeiramente, uma temperatura inicial de 32°C e uma espessura de cimento de 3mm. As temperaturas máximas registadas no manto do cimento e na interface cimento-osso (200 segundos após início da polimerização) foram, respectivamente, 65°C e 56°C. Estimaram o surgimento de necrose óssea de origem térmica a cerca de 2mm da interface cimento-osso. Reduziram a espessura da camada de cimento para 2mm e 1mm e verificaram o aparecimento de necrose óssea a cerca de 1mm da interface cimento-osso para o primeiro caso e a não ocorrência de necrose térmica para o segundo. Com a diminuição da temperatura inicial da superfície óssea (28°C), para uma camada de cimento de 3mm, obtiveram uma diminuição das temperaturas máximas registadas no manto do cimento e na interface cimento-osso (56°C e 51°C, respectivamente) e verificaram o desaparecimento da área necrótica. Concluíram assim que a diminuição da espessura da camada de cimento ósseo, bem como a diminuição da temperatura inicial do osso são procedimentos viáveis, no que diz respeito à prevenção de necrose térmica óssea [29].

Iesaka *et al.* (2003) avaliaram, experimentalmente, os efeitos da temperatura do monómero (metilmetacrilato) – antes da sua mistura com o pó polimérico (PMMA) – nas características do cimento na interface haste-cimento na simulação de uma artroplastia total da anca. Foram avaliadas a porosidade bem como a tensão de corte nesta zona. Foi medida também a temperatura na interface cimento-osso bem como os tempos de polimerização em cada teste. Três testes foram efectuados. Um com o monómero a 4°C, outro com o monómero à temperatura da sala (21,4°C, média de temperaturas durante a experiência) e um último no qual o monómero foi pré-aquecido a 37°C.

Para simular o fémur e a haste femural foram usados cilindros da fabricante *Sawbones*¹ e cilindros de Cobalto-Crómio (Co-Cr), respectivamente.

Os resultados obtidos mostram que, relativamente às tensões de corte na interface cimento-haste, foi verificado o seu aumento com o aumento da temperatura inicial do monómero. Comparativamente aos testes à temperatura ambiente, o teste do seu pré-arrefecimento contribuiu para um abaixamento das tensões de corte em 16% ao passo que o seu pré-aquecimento originou uma subida em cerca de 19% neste parâmetro.

As temperaturas máximas obtidas na interface cimento-osso, foram tanto maiores quanto mais elevada a temperatura inicial de monómero, tendo sido registados os valores de 48,8°C no pré-arrefecimento do monómero, 50,2°C à temperatura da sala e 53,1°C no seu pré-aquecimento.

Os tempos de polimerização diminuem com o aumento da temperatura inicial de monómero. Regista-se o valor de 112, 8,3 e 4,1 minutos para o pré-arrefecimento, para a temperatura ambiente e para o pré-aquecimento, respectivamente.

Já no que diz respeito à porosidade na interface cimento-haste, foi verificado o seu aumento com o aumento da temperatura inicial do monómero. Porém, com o afastamento da distância a esta zona, verifica-se que não há diferenças significativas na distribuição de porosidade para os três tipos de teste.

Concluíram, desta forma, que apesar das variações das tensões de corte em cada um dos

¹Modelo ósseo artificial composto por resina epóxi (componente cortical) e poliuretano (componente esponjosa).

ensaios, nenhum dos procedimentos traz grandes vantagens à longevidade da artroplastia pois a porosidade mantém-se semelhante ao longo da espessura do cimento, havendo igual risco de surgimento de microfissuras [30].

Num outro trabalho desenvolvido por Iesaka *et al.* (2003), simulando novamente *in vitro* a artroplastia cimentada da anca estudando os efeitos do pré-aquecimento da haste femoral a temperaturas de 37, 44 e 50°C. Avaliaram este procedimento no que diz respeito à porosidade do cimento ósseo, tensões de corte e temperatura máxima atingida durante a sua polimerização.

A figura 1.6 mostra os resultados quanto à porosidade formada nos vários tipos de ensaio.

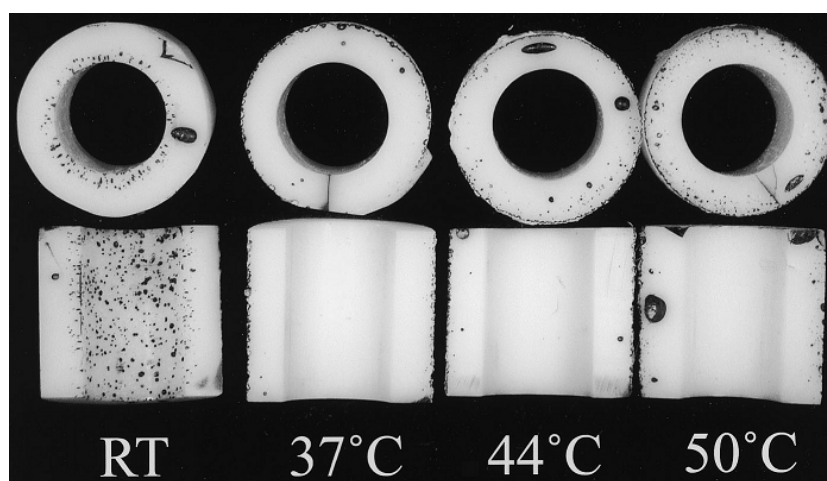


Figura 1.6: Porosidade no cimento ósseo para as 4 condições de teste de Iesaka *et al.*. Da esquerda para a direita: Haste femoral à temperatura ambiente; Pré-aquecimento da haste femoral a 37°C; Pré-aquecimento da haste femoral a 44°C; Pré-aquecimento da haste femoral a 50°C [31].

Verifica-se que o melhor resultado foi obtido no ensaio do pré-aquecimento da haste femoral a 37°C, tendo sido eliminada praticamente por completo a porosidade tanto na interface cimento-osso, como ao longo da espessura do cimento. Na generalidade, todos os procedimentos de pré-aquecimento revelaram contribuir positivamente para a redução da porosidade no manto de cimento. Os procedimentos de pré-aquecimento demonstraram ainda aumentar, consideravelmente, as tensões de corte na interface cimento-prótese.

Quanto a temperaturas máximas, foi registado um aumento de cerca de 6°C similar em todos os procedimentos de pré-aquecimento da haste (sensivelmente 56°C), relativamente ao ensaio à temperatura ambiente (50°C). Apesar de tal facto contribuir para um aumento do risco de necrose térmica, os tempos de polimerização foram reduzidos, o que pode trazer o efeito contrário reduzindo o risco de surgimento deste fenómeno. Relembre-se que segundo Moritz e Henriques (1947), a necrose térmica é um fenómeno directamente dependente da temperatura e tempo aos quais o tecido ósseo é exposto.

Li *et al.* (2003) simularam, numericamente, o pré-arrefecimento e o pré-aquecimento dos componentes prótese e/ou cimento ósseo na substituição total da anca. Avaliaram as consequências destes procedimentos no que diz respeito à fracção de polimerização do cimento e às temperaturas atingidas durante este processo, no seu interior, bem como nas interfaces

cimento-osso e cimento-prótese [32]. Todos os componentes foram considerados cilíndricos. Arbitraram uma temperatura de 37°C para o osso. As principais características das simulações efectuadas são:

- Temperatura natural dos componentes correspondente à temperatura ambiente: 23°C;
- Cimento e/ou prótese pré-arrefecidos em temperaturas dos 23°C aos 5°C;
- Cimento e/ou prótese pré-aquecidos em temperaturas dos 23°C aos 45°C.

Numa abordagem generalista, os resultados obtidos mostram que o pré-arrefecimento é viável no que diz respeito às temperaturas máximas atingidas pelo cimento aquando da sua polimerização. No entanto este procedimento revelou ter contra-partidas pois provoca um atraso na polimerização do cimento ósseo, aumentando assim o tempo de exposição do osso à reacção de polimerização. Já os procedimentos de pré-aquecimento da prótese, provocaram a inversão do sentido de polimerização do cimento ósseo, iniciando-se esta da interface prótese-cimento para o osso. Este acontecimento pode contribuir para a redução da porosidade formada nesta interface, contribuindo para o possível aumento da longevidade da artroplastia total da anca [32].

Hsieh *et al.* (2006) testaram, experimentalmente, os efeitos do pré-aquecimento da haste femural e do pré-arrefecimento da cavidade femural na artroplastia total da anca. Avaliaram as implicações destes procedimentos quanto à tensão de corte na interface cimento-prótese bem como a influência dos mesmos na temperatura e tempo de polimerização do cimento ósseo na interface cimento-osso [33].

Na criação do modelo experimental foram usados cilindros de Cobalto-Crómio para reproduzir a prótese. Para simular o fémur foram usados cilindros da fabricante *Sawbones* [33].

Foram realizadas três experiências com condições distintas de teste. Uma, na qual foi arrefecido o canal femural durante os 5 minutos que antecederam a introdução do cimento ósseo. Outra, na qual foi pré-aquecida a haste femural a 44°C imediatamente antes da sua aplicação. Num terceiro teste foram aplicados o cimento e a prótese sem quaisquer manipulações de temperatura para qualquer um dos componentes. Todos os procedimentos descritos foram realizados numa sala com temperatura controlada de 23 °C [33].

Chegaram à conclusão que, comparativamente aos resultados obtidos no teste em que não há manipulação da temperatura dos componentes, tanto o pré-arrefecimento do canal femural como o pré-aquecimento da haste da prótese são benéficos para a interface cimento-prótese resultando num aumento da tensão de corte e numa diminuição da porosidade do cimento ósseo nesta zona (figura 1.7) [33].

Relativamente às temperaturas máximas atingidas na interface cimento-osso, são obtidos os menores valores no pré-arrefecimento do canal femural, seguindo-se o caso no qual não há manipulação de temperaturas dos componentes e por fim o pré-aquecimento da haste que resulta no pico mais elevado de temperatura. Quanto aos tempos de polimerização do cimento, foi obtido o valor mais elevado para o teste sem manipulação de temperaturas, seguindo-se o teste do pré-aquecimento da haste femural, terminando no teste do pré-arrefecimento do canal femural no qual são registados os valores mais baixos. A tabela 1.2 mostra os principais valores obtidos por Hsieh *et al.* permitindo uma avaliação mais clara da variação dos parâmetros abordados com a alteração das condições de teste.

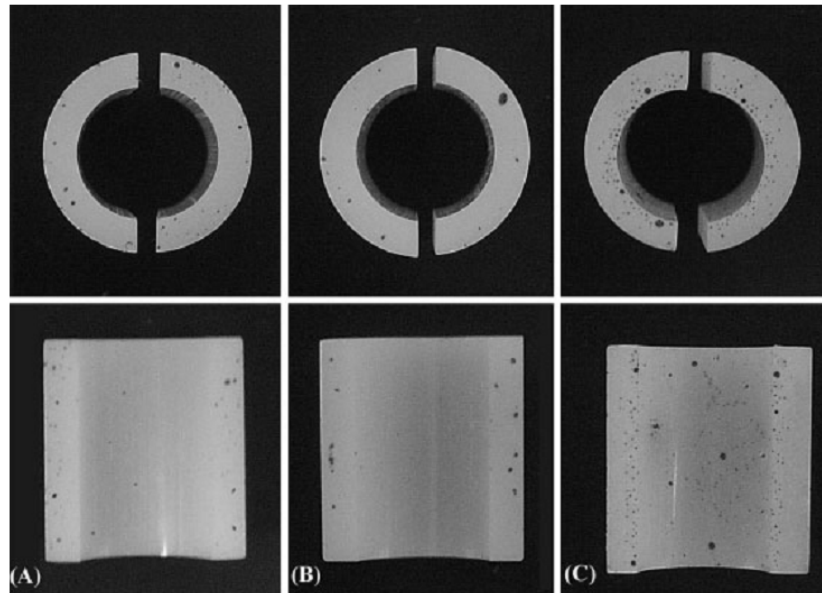


Figura 1.7: Porosidade no cimento ósseo para as 3 condições de teste de Hsieh *et al.*: (a) Pré-arrefecimento do canal femural; (b) Pré-aquecimento da haste femural; (c) Temperaturas dos componentes não controladas [33].

Tabela 1.2: Principais valores obtidos nos experimentos de Hsieh *et al.* (2006) [33].

Tipo de ensaio	Porosidade (cimento-haste) (%)	Temperat. máxima (cimento-osso) (°C)	Tempo de Polimerização (min)	Tensões de corte (cimento-haste) (Mpa)
Pré-arrefecimento do canal femural	0,1	54,8	8,5	91,6
Pré-aquecimento da haste femural	0,1	65,3	6,3	93,6
Temperaturas não controladas	12,2	60,7	7,1	89,7

Em suma, P. Hsieh *et al.* concluíram, com os testes efectuados, que o procedimento mais viável é o pré-arrefecimento do canal femural pois pode aumentar a tensão de corte e diminuir a porosidade na interface cimento-haste, diminuindo simultaneamente a temperatura máxima de polimerização na interface cimento-osso, minimizando os riscos de formação de necrose térmica no tecido ósseo [33].

Capítulo 2

Dispositivo de controlo da temperatura de polimerização do PMMA

Pelos estudos apresentados no capítulo 2, é facto assente que o uso de cimento ósseo acrílico na artroplastia cimentada tem fragilidades associadas. A natureza exotérmica da sua polimerização é potencial causadora de necrose térmica no tecido ósseo. Este fenómeno é tido como uma causa provável da laxação asséptica. À eventual polimerização ineficiente na interface cimento-prótese (devido à baixa temperatura nesta zona) pode estar associada a formação excessiva de porosidade, contribuindo para um aparecimento precoce de microfissuras que podem resultar em fracturas. Geram-se, desta forma, partículas que provocam osteólise. Os factores abordados merecem preocupação acrescida, imprimindo uma grande necessidade de busca por soluções capazes de os minimizar, aumentando assim a qualidade da artroplastia cimentada.

Os estudos numéricos e experimentais que têm vindo a ser realizados comprovam que os procedimentos tentados para melhorar as condições da artroplastia cimentada, revelam ter ambiguidade nos seus efeitos, podendo ser benéficos em determinados aspectos e prejudiciais noutros.

Focando os procedimentos de aquecimento e/ou arrefecimento dos componentes prótese, cimento e osso, confirma-se que, se por um lado o aquecimento da prótese metálica revela, na generalidade dos casos, ser viável para as propriedades mecânicas do cimento ósseo na interface cimento-prótese, em contra-partida, este processo pode aumentar as temperaturas máximas atingidas durante a sua polimerização, aumentando o risco de necrose de origem térmica no tecido ósseo. Já o arrefecimento do osso tem, geralmente, o efeito contrário na interface cimento-osso, resultando numa diminuição das temperaturas máximas nesta zona, mas contribuindo simultaneamente para parcial ineficácia da polimerização do cimento e consequente aparecimento de porosidade e possíveis micro-fissuras.

É no enquadramento de todos os problemas abordados que surge a proposta de criar um dispositivo que tenha a capacidade, não só, de proporcionar o aquecimento da interface cimento-prótese, catalizando a polimerização do cimento ósseo nesta zona — tornando-a mais eficaz, diminuindo a quantidade de porosidade formada e a consequente microfissuração do cimento nesta zona — mas também, e igualmente importante, de extrair o calor libertado durante esta

reacção, minimizando as temperaturas máximas atingidas e consequentes danos de origem térmica sofridos pelo tecido ósseo que impossibilitando a sua regeneração, podem levar à laxação asséptica. Foi assim projectado, em 2007, e patenteado em Janeiro de 2009, um dispositivo de controlo de temperatura do cimento ósseo na artroplastia cimentada [34]. O dispositivo foi concebido para ser aplicado especificamente na artroplastia total do joelho, actuando em contacto directo com a superfície superior do prato tibial.

A acção de aquecimento e arrefecimento é conseguida com recurso a módulos termoeléctricos de refrigeração (TEC) que actuam com base no efeito de *Peltier*. Estes componentes têm a capacidade de gerar fluxos de calor em diferentes sentidos consoante a polaridade da corrente eléctrica que os alimenta. À frente neste documento é feita uma descrição pormenorizada acerca deste tipo de dispositivo (secção 3.1.2).

O dispositivo terá sido testado em condições *in vitro*, com componentes constituídos por resina epóxi e poliuretano para simular o osso (tíbia). Os resultados então obtidos mostraram uma temperatura máxima atingida de cerca de 60°C. Foram registadas temperaturas acima dos 55°C durante sensivelmente 35 segundos e dos 50°C durante cerca de 50 segundos.

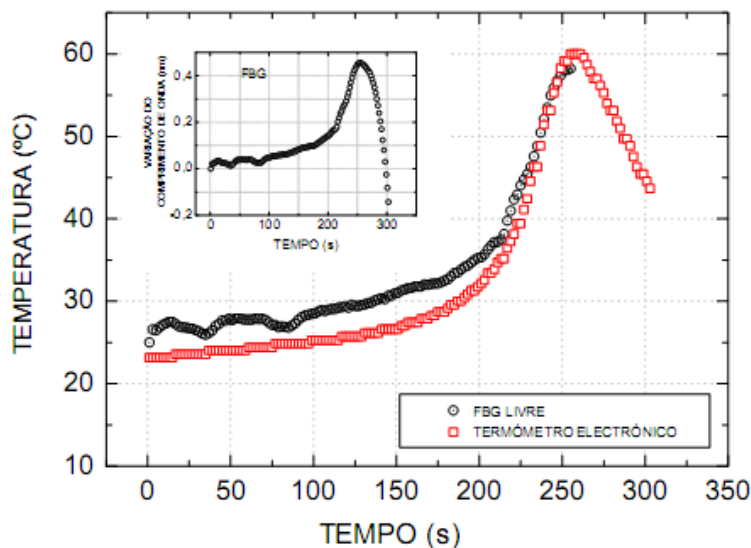


Figura 2.1: Temperaturas obtidas por Schiller (2009) no teste do seu dispositivo de controlo de temperatura [35].

Tal como já referido, foram objectivos deste trabalho, toda a construção do dispositivo, tentando otimizar a sua eficiência e versatilidade de uso, a alteração e optimização do software de controlo visando a sua melhor adequação ao tipo de testes a efectuar e realizar testes experimentais recorrendo a osso fresco de bovino na tentativa de reproduzir com relativa fidelidade as características de uma artroplastia cimentada.

A figura 2.2 apresenta o dispositivo construído no âmbito do presente trabalho.

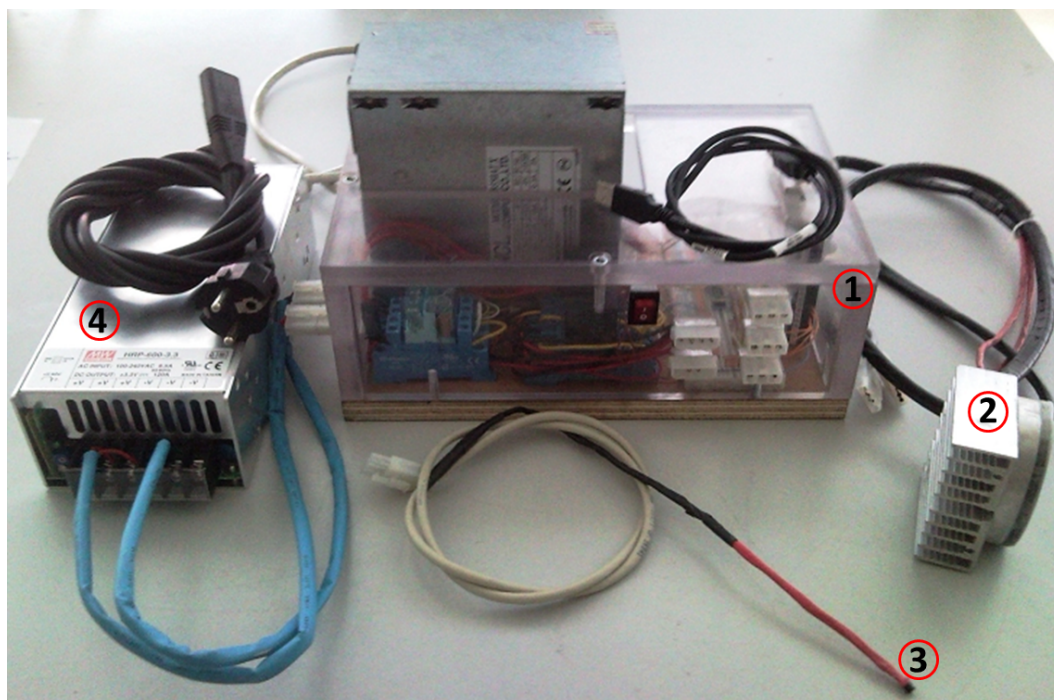


Figura 2.2: Dispositivo de controlo de temperatura do cimento ósseo na artroplastia cimentada.

Legenda:

- 1-Unidade de controlo;
- 2-Aplicativo do prato tibial;
- 3-Sensor usado para leitura directa da temperatura do manto do cimento ósseo;
- 4-Fonte de alimentação externa (HRP-600-3.3);

2.1 Princípios gerais de funcionamento

Inicialmente o projecto foi concebido para operar com um sensor de *Bragg* em fibra óptica¹ que efectuaria a leitura da temperatura do manto do cimento ósseo. Em aplicações práticas, este seria colocado no interior do cimento durante a sua polimerização. Daria a informação da temperatura e através desta seria controlado todo o dispositivo de controlo de temperatura. Simultaneamente seria efectuada a leitura da temperatura da face superior do prato tibial através de dois sensores electrónicos (LM35) [35]. Uma contra-partida deste processo seria a permanência do sensor de *Bragg* no cimento após a sua polimerização. Apesar das suas reduzidas dimensões (cerca de $125\mu\text{m}$ de diâmetro), poderia pôr em causa a integridade estrutural do cimento ósseo afectando a longevidade da artroplastia efectuada.

É proposto, no presente trabalho, que o controlo de temperatura do dispositivo seja efectua-

¹Este tipo de dispositivo emite diferentes comprimentos de onda dependendo da temperatura do meio no qual se encontra.

ado recorrendo às temperaturas lidas por dois sensores LM35 DZ (figura 2.5) colocados em contacto com a face superior do prato tibial. Porém, para o conhecimento da temperatura interior do cimento ósseo durante os ensaios experimentais foi colocado, no seu interior, também um sensor electrónico LM35 DZ.

São medidas as temperaturas, em tempo real, a partir dos 3 sensores ao longo de todo o processo de polimerização do cimento. Numa situação real, ou seja, na possibilidade de aplicação do presente dispositivo numa intervenção cirúrgica, não é de todo aconselhável a colocação de qualquer sensor no interior do manto do cimento. Assim, o princípio tomado para a leitura das temperaturas a partir dos 3 sensores visa a tentativa de encontrar uma relação entre as variações de temperatura dos sensores do prato tibial e o sensor no cimento ósseo. Tenta assim, ser criada uma parametrização do comportamento dos primeiros em função do segundo, possibilitando a correcta alteração do estado dos módulos termoelectrónicos, nos momentos certos, para que no futuro, exista a possibilidade do uso deste dispositivo sem necessidade de colocação de qualquer objecto no cimento ósseo.

Em casos práticos, este processo obrigaria a efectuar testes de variação de temperatura do conjunto prato, sistema de dissipação de calor para cada tipo de prótese a aplicar. As diferenças de temperatura e os tempos associados variam consoante a configuração do prato tibial, pois esta obriga a adaptação de todos os componentes constituintes do sistema de adição/extracção de calor, alterando a sua forma e consequentemente todo o comportamento térmico do sistema.

O princípio de actuação de todo o sistema baseia-se, inicialmente, no pré-aquecimento do conjunto prótese e cimento ósseo a partir da superfície do prato tibial. Posteriormente, ao ser detectado um pequeno aumento da temperatura pelos sensores, proveniente do início da reacção exotérmica do cimento, é iniciado o processo de remoção de calor até que a temperatura do conjunto estabilize próxima dos valores típicos do corpo humano (cerca de 37°C).

O dispositivo é composto por uma unidade de controlo que está ligada a um computador através do qual será controlada. A esta unidade estará ligado o aplicativo que actuará directamente sobre o prato tibial para o respectivo controlo de temperatura. É composto pelos sensores de temperatura e módulos termoelectrónicos e pelos componentes responsáveis pela condução e convecção do calor gerado durante o processo de polimerização do cimento ósseo e respectivo controlo (secção 3.2.2).

A figura 2.3 permite uma melhor percepção do fluxo de informação inerente ao funcionamento do dispositivo.

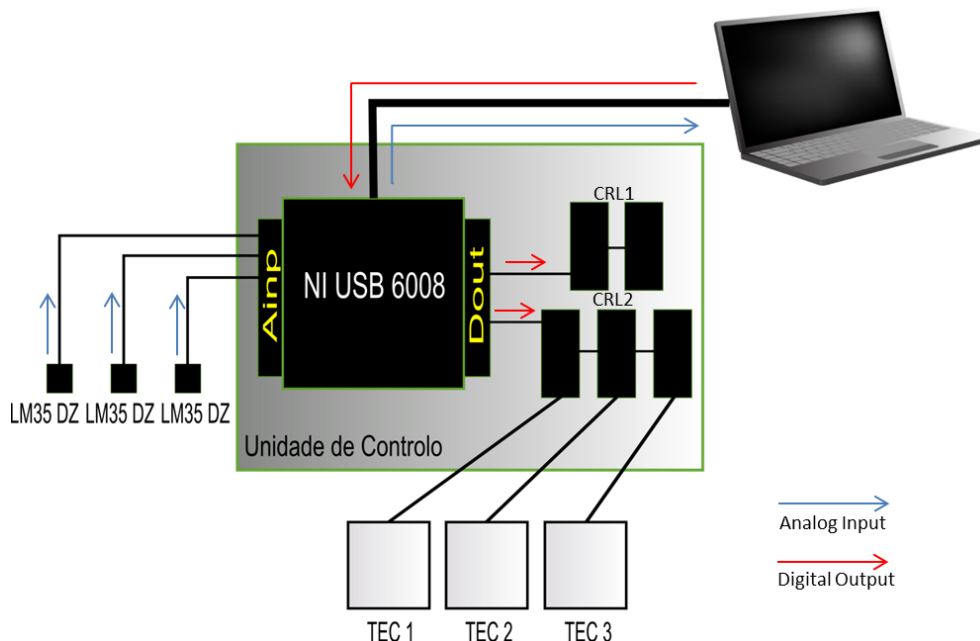


Figura 2.3: Esquema representativo do fluxo de informação no funcionamento do dispositivo de controlo de temperatura

Um dos mais importantes componentes presentes no dispositivo é a placa de aquisição de dados NI USB-6008, *National Instruments* (figura 2.4). Este componente estabelece a interface entre dispositivo e computador ligando os dois através da aplicação *Labview*. Por esta passa toda a informação necessária ao controlo. Será esta, conjuntamente com o software criado, o cérebro de todo o funcionamento do dispositivo de controlo de temperatura.

Esta placa disponibiliza oito canais para entradas analógicas (AI²), dois canais para saídas analógicas e doze canais para entradas/saídas digitais (DIO³). Esta confere ainda duas saídas nas quais são debitados outputs constantes de 2,5 e 5 V.

No funcionamento do dispositivo, são usados três canais para entradas analógicas, um para cada sinal debitado pelos sensores de temperatura. Dois canais para saídas digitais, um para cada um dos sinais de controlo dos TECs. É também usada a tensão de 5V da placa para alimentar electricamente os sensores de temperatura.

Em anexo encontram-se os esquemas dos conectores da placa (figuras B.4 e B.5).

Numa abordagem sucinta, os sinais emitidos pelos sensores de temperatura são adquiridos pela placa NI USB-6008 através das suas entradas analógicas e enviados directamente para o computador no qual são apresentados em tempo real. Este, recorrendo ao software de controlo, processa os dados e, em função dos mesmos, envia informação para a placa para activar/desactivar as respectivas saídas digitais (o seu estado é alterado recorrendo a variáveis booleanas criadas no programa de controlo). O estado destas saídas irá ser usado para controlo dos relés que são, consequentemente, responsáveis pelo controlo dos módulos termoelectrónicos de refrigeração ("TEC1", "TEC2", "TEC3", figura 2.3). São usados dois conjuntos distintos

²Do inglês *Analog Input*

³Do inglês *Digital Input/Output*



Figura 2.4: Placa de aquisição de dados NI USB 6008, *National Instruments* [36].

de relés, embora conectados entre si. Um deles terá como função controlar a alimentação eléctrica dos TECs ("CRL1"⁴, figura 2.3), enquanto que o outro servirá para controlar o sentido da corrente que os atravessa ("CRL2"⁵, figura 2.3). Cada um destes conjuntos receberá a informação do estado de uma saída digital. São assim usadas duas saídas digitais para efectuar o controlo de todo o sistema.

2.1.1 Sensores de Temperatura (LM35 DZ)

A escolha deste tipo de sensores de temperatura para o dispositivo baseia-se nas suas características dimensionais e funcionais. Para além destes factores, a seu reduzido preço aliciou também a escolha efectuada. Estes sensores têm a capacidade de operar num intervalo de temperaturas (entre -55°C e 150°C [37]) que abrange as temperaturas previstas para o funcionamento do dispositivo.

Os sensores de temperatura LM35 possuem dimensões relativamente reduzidas (figura B.2), tornando possível a sua aplicação na montagem que se pretende criar. A sua facilidade de aplicação, comparativamente com outro tipo de sensores (*Bragg* em fibra óptica, por exemplo), é outro factor preponderante na sua escolha.

Estes sensores possuem três terminais. Dois dos quais servem para a respectiva alimentação eléctrica (*vs* e *Gnd*, figura 2.5, b). O outro terminal emitirá um output de voltagem directamente proporcional à temperatura do meio no qual é inserido o sensor (*vout*, figura 2.5, b).

Estes apresentam uma variação linear do output em função da temperatura de 10mV/°C. Não necessitam de calibração, pelo que, o valor de temperatura é lido de forma directa, bastando multiplicar o valor do output debitado por 100. Ou seja, a uma temperatura de 25°C, por exemplo, o sensor emitirá uma tensão de 0,25V. O erro do sensor na leitura de temperaturas é, tipicamente, cerca de 0,5°C, porém pode em determinados sensores alcançar valores de 1,5°C à temperatura ambiente, podendo ir até aos 2°C consoante a temperatura do meio em que se encontra se afaste deste valor (figura 2.6).

⁴Conjunto de Relés 1

⁵Conjunto de Relés 2

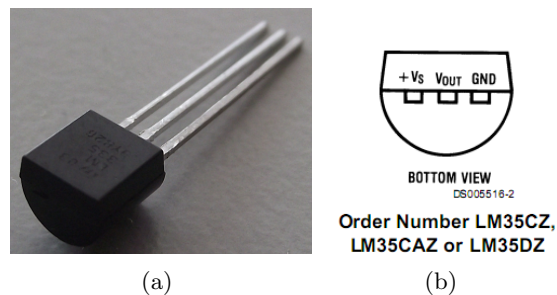


Figura 2.5: Sensor de temperatura LM35 DZ: (a) Vista em perspectiva; (b) Diagrama de conexão do sensor [37].

O aquecimento destes componentes resultante do efeito de *Joule* (auto aquecimento) é $0,08^{\circ}\text{C}$, valor insignificante comparativamente com o erro associado à respectiva leitura de temperatura.

A sua resposta temporal varia consoante o meio em que é colocado. A figura 2.6 mostra a resposta deste componente em diferentes meios.

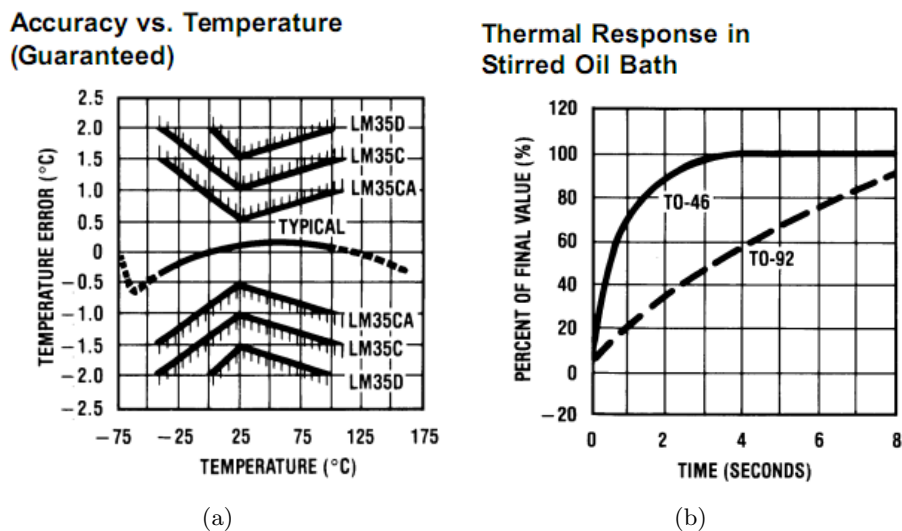


Figura 2.6: Características de funcionamento dos sensores LM35: (a) Precisão do sensor LM35 ao longo da gama de temperaturas; (b) Resposta temporal do sensor LM35 em banho de óleo agitado [37].

Pela curva apresentada na figura 2.6, (b), verifica-se que a resposta do sensor em banho de óleo leva cerca de 10 segundos a atingir 100%. Pode considerar-se que a resposta do mesmo quando inserido no cimento ósseo será próxima desta. O sensor estará completamente envolvido pela pasta viscosa formada pelo cimento ósseo. Podem ser consideradas estas condições como sendo próximas às do banho em óleo.

Para mais informação acerca destes sensores consultar a figura B.1.

2.1.2 Módulos Termoeléctricos de Arrefecimento

Os TECs usados no dispositivo pertencem à fabricante *Marlow* com a referência DT3-6. Para operarem na sua máxima eficiência necessitam de ser alimentadas com uma corrente de 5,6 Ampere e um potencial de 3,6 Volt. Na sua máxima eficiência cada um destes componentes tem a capacidade para gerar fluxos de calor com cerca de 14 Watts.

Os módulos termoeléctricos necessitam de um potencial de cerca de 3,6 Volt e uma intensidade de corrente de 5,6 Ampere para operarem na sua eficiência máxima [38].

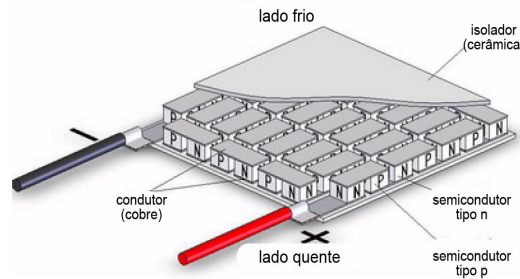


Figura 2.7: Esquema representativo de um módulo termoeléctrico de arrefecimento de estágio único [39].

Efeito de Peltier

O efeito de *Peltier* ocorre quando uma corrente eléctrica é aplicada na junção de dois semicondutores diferentes originando uma diferença de temperatura entre as suas extremidades (figura 2.8). Blocos de semi-condutores dos tipos "p" e "n" são ligados, de forma alternada, electricamente em série e termicamente em paralelo. Nos blocos do tipo "p", ocorre uma movimentação de carga (positiva) no sentido da corrente, ao passo nos blocos do tipo "n" é verificada uma movimentação de carga (negativa) no sentido oposto ao da corrente. Tais movimentações geram um fluxo de calor que origina uma diferença de temperatura entre as extremidades das porções de metal semi-condutor (figura 2.8)[40].

Os módulos termoeléctricos mais comuns são compostos por Telureto de Bismuto (Bi_2Te_3). Cada uma das extremidades destes componentes é revestida por uma placa cerâmica que será responsável por homogeneizar o fluxo de calor conduzido otimizando desta forma o seu funcionamento.

2.2 Concepção e construção do dispositivo

2.2.1 Unidade de Controlo

A unidade de controlo foi construída na sua totalidade a partir do respectivo esquema eléctrico fornecido por um dos inventores do dispositivo. Este esquema encontra-se em anexo (figura B.6).

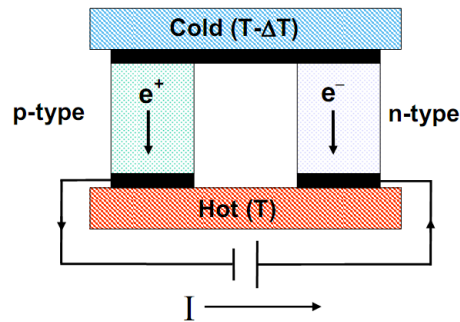


Figura 2.8: Efeito de *Peltier*: Par de blocos do tipo "n" e "p". Movimentação das cargas criando a diferença de temperatura entre extremidades [40].

Na figura 2.9 são apresentados os vários componentes que constituem a unidade de controle.

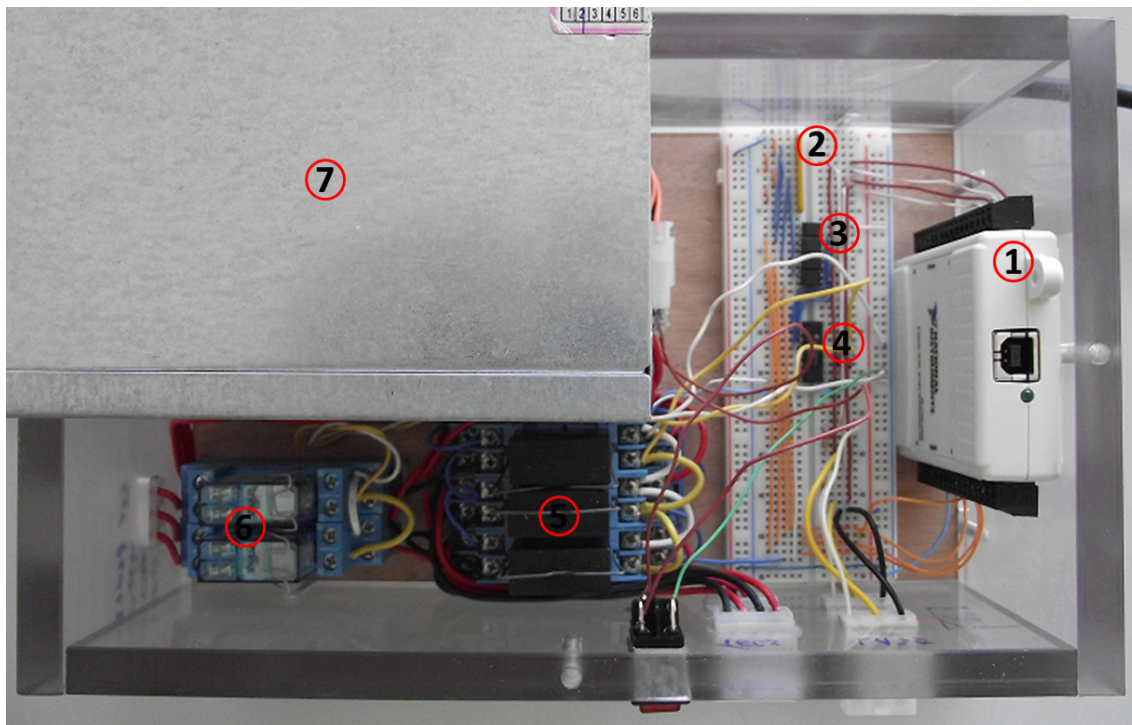


Figura 2.9: Unidade de controle do dispositivo e respectivos componentes.

Legenda:

- 1-Placa de aquisição de dados (NI USB 6008, *National Instruments*);
- 2-Array de resistências (220 Ohm);
- 3-Acoplador Óptico (PC 817, *Sharp*);
- 4-Array de pares de Darlington (ULN2004A, *Texas Instruments*);
- 5-Conjunto de relés electromecânicos (40.52, 8 Ampere, *Finder*);
- 6-Conjunto de relés electromecânicos (40.52, 8 Ampere, *Finder*);

7-Fonte de alimentação (INCL C-B350 ATX, *Computer co., LTD*).

É constituída pela placa de aquisição de dados (NI USB-6008), alguns componentes electrónicos que tratam os sinais digitais por esta debitados (3 e 4, figura 2.9), vários relés para controlo dos módulos termoelectrónicos (5 e 6, figura 2.9) e uma fonte de alimentação de um computador pessoal (7, figura 2.9). Este tipo de fontes torna-se bastante versátil pois possui várias saídas com diferentes níveis de tensão (3.35, 5 e 12 V).

O esquema eléctrico da unidade foi desenhado de modo a que todo o dispositivo fosse alimentado electricamente com recurso a esta fonte. Seria esta responsável pela alimentação eléctrica dos acopladores ópticos (tensões de 5 e 12 V), do amplificador de corrente (tensão de 12 V), de todos os relés (tensão de 12 V) e ainda dos módulos termoelectrónicos de arrefecimento (tensão de 3.35 V). Porém, após a construção do dispositivo e alguns testes efectuados, esta fonte mostrou ser insuficiente para alimentar os módulos termoelectrónicos de arrefecimento. Apesar de nas suas características teóricas esta ter capacidade para fornecer potência e corrente suficientes para o efeito, quando os módulos eram ligados, verificava-se um abaixamento brusco da corrente que os atravessava (cerca de 1 A). Sabendo que estes necessitam de uma corrente eléctrica de 5,6 A para operar na sua máxima eficiência, rapidamente se concluiu que a fonte usada não seria a adequada. Assim, para a alimentação destes componentes, foi usada uma fonte externa à unidade de controlo, com as características necessárias para os fins desejados. Esta fonte (*HRP-600-3.3*, figura 2.10) debita uma potência de 600W e um output médio de 3,3 Volt. Permite um ajuste fino do output, fazendo com que este possa variar entre 2.8 e 3.8 Volt. A corrente eléctrica debitada é de 100 A. Estes valores adequam-se às características dos módulos termoelectrónicos que, como foi já referido, operam na sua máxima eficiência quando alimentados a 3.6 V e 5.6 A.



Figura 2.10: Fonte de alimentação (*HRP-600-3.3*) da fabricante *Mean Well* usada para alimentar os módulos termoelectrónicos de arrefecimento.

Os componentes electrónicos presentes na unidade de controlo têm como funções, para além de proteger a placa de aquisição de dados de eventuais descargas eléctricas ou curto-circuitos, amplificarem a potência dos sinais de saída da mesma, capacitando-os com corrente suficiente para permitir o accionamento da bobina indutora dos relés de controlo.

A protecção da placa é efectuada com recurso a acopladores ópticos, um para cada sinal digital (3, figura 2.9). Os acopladores ópticos têm a função de estabelecer a ligação segura entre dois circuitos, um de baixa potência, composto pela placa de aquisição de dados (tensões de 5 V) e outro de potência mais elevada, composto pelo amplificador de corrente e relés (tensões de 12 V). Na prática, estes componentes contêm um led (foto emissor) e um transistor fotossensível (foto receptor). Quando o led se encontra activo, provoca o accionamento do transistor⁶ permitindo a passagem de corrente desde a fonte de 12 V até à massa do circuito. O led é alimentado por uma tensão de 5 Volt – disponível na placa NI USB-6008 – após a sua passagem por uma resistência (2, figura 2.9). Um dos seus terminais está ligado a este potencial, enquanto que o outro está ligado a uma das saídas digitais da placa de aquisição de dados. Quando a saída digital está activa, é activada a massa do circuito, quando esta se encontra desactiva, é activada a tensão de 5 V. Ora quando esta tensão está activa, não existe diferença de potencial nos terminais do led, ficando este desactivo, já quando a massa está activa, o led é activado devido à diferença de potencial criada aos seus terminais. Desta forma é conseguido o controlo do acoplador óptico que activa quando a saída digital correspondente se encontra activa.

É conseguido, assim, o controlo da ligação entre o restante circuito e a placa de aquisição de dados. Quando as saídas estão activas, o acoplador óptico estabelece a ligação, quando a saída está desactiva, o acoplador óptico interrompe a ligação.

Posteriormente, os sinais provenientes dos acopladores ópticos são amplificados por um conjunto de transístores em montagem *Darlington*⁷ para que possa circular corrente suficiente para o accionamento dos relés do circuito. Para o efeito é usado o array de pares de *darlington* (componente 4, figura 2.9).

Os relés são alimentados com uma tensão de 12 V. Um dos terminais está conectado a este potencial. O outro é conectado ao colector do segundo transistor do par de *Darlington*. Quando é feito chegar o sinal proveniente do acoplador óptico à base do primeiro transistor, este amplifica a corrente do sinal accionando o segundo transistor e este irá conduzir o sinal proveniente da bobina do relé até à massa do circuito (condução do colector para o emissor). Cria-se assim a diferença de potencial necessária para a activação da bobina, uma vez que um dos seus terminais é ligado aos 12 V e o outro é conectado à massa quando o segundo transistor do par de *Darlington* se encontra activo.

Em suma, numa abordagem simples, o accionamento das bobinas dos relés é conseguido com o controlo das saídas digitais da placa de aquisição de dados com a devida precisão e segurança, garantindo a protecção dos principais componentes da unidade de controlo.

Focando o funcionamento dos relés, estes actuarão como simples comutadores que estabelecem ligações entre diferentes terminais consoante a sua bobina indutora esteja, ou não, alimentada electricamente.

A figura 2.11, possibilita a compreensão do funcionamento básico deste tipo de componentes. Os terminais A1 e A2 (A e B no esquema eléctrico, respectivamente. Figura B.6, anexos.)

⁶Componente electrónico semi-condutor. Possui 3 conectores. Um colector, no qual é ligado o potencial a conduzir, um emissor, que emite a grande maioria do potencial colectado, apenas quando o transistor se encontra activo e uma base, que é responsável por activar o transistor assim que a esta chegue um sinal eléctrico com corrente suficiente para o efeito.

⁷O transistor de *Darlington* é um dispositivo que combina dois transístores bipolares no mesmo encapsulamento. O colector de cada um deles está ligado a um potencial comum (12 V neste caso).

são responsáveis pela alimentação eléctrica da bobina do relé. Quando esta não está a ser alimentada, o relé cria as ligações entre os terminais 11 e 12 e entre os terminais 21 e 22. Quando esta é alimentada, cria um campo indutor que obriga o sistema do relé a comutar e a estabelecer ligações entre os terminais 11 e 14 e entre os terminais 21 e 24.

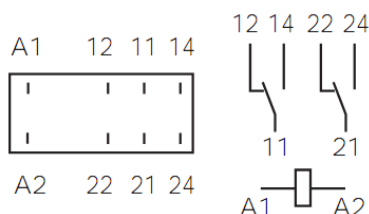


Figura 2.11: Esquema de funcionamento do relé electromagnético 40.52, *Finder*

Observando o esquema eléctrico da unidade de controlo B.6, focando a secção na qual estão representados os terminais dos relés e os TECs, torna-se simples compreender a forma como é conseguida a inversão do sentido da corrente que atravessa os TECs, bem como o corte da sua alimentação eléctrica.

A figura 2.12 apresenta os conectores da unidade de controlo para os vários periféricos usados no dispositivo de controlo de temperatura.

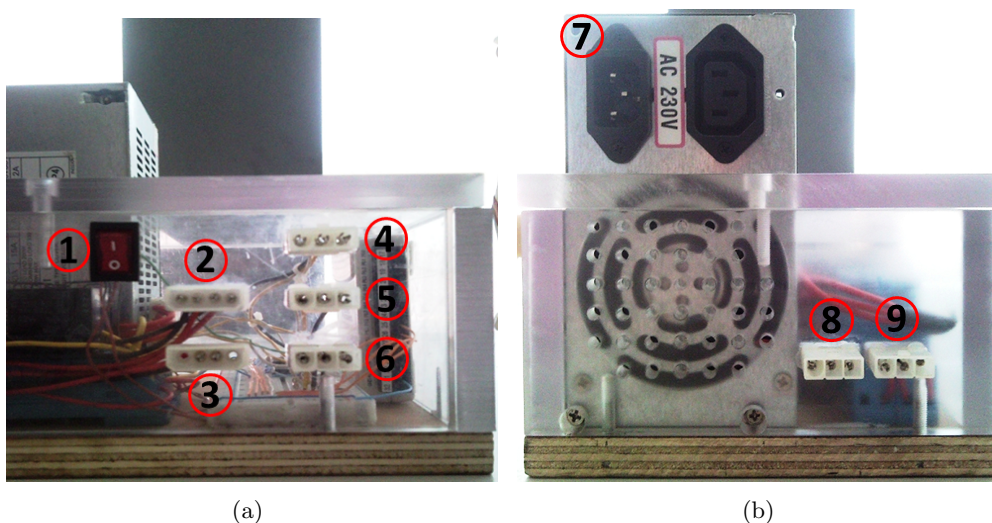


Figura 2.12: Unidade de controlo e respectivos conectores: (a) Conectores de alimentação externa dos TECs; (b) Conectores para os sensores LM35 e TECs.

Legenda:

- 1-Interruptor da fonte de alimentação interna;
- 2-Conector dos primeiros dois TECs;
- 3-Conector do terceiro TEC;

- 4-Conector do sensor LM35 do cimento ósseo;
- 5-Conector do primeiro sensor LM35 do prato tibial;
- 6-Conector do segundo sensor LM35 do prato tibial;
- 7-Conector de alimentação da fonte de alimentação interna;
- 8 e 9-Conectores para os terminais neutros e positivos da fonte de alimentação externa, respectivamente.

2.2.2 Aplicativo ao prato tibial da artroplastia total do joelho

A construção do aplicativo do prato tibial é de extrema importância para o sucesso do desempenho de todo o dispositivo. É este que actua directamente sobre a superfície superior do prato tibial, conferindo a adição e a remoção de calor ao conjunto prótese-cimento-osso em diferentes etapas, possibilitando o controlo da sua temperatura da forma desejada. Deste modo, a escolha dos materiais, bem como as dimensões e posições relativas de cada componente têm por base os fenómenos térmicos associados ao seu funcionamento. As transferências de calor resultantes da sua actuação assentam nos fenómenos térmicos de condução e convecção de calor.

A configuração proposta para a montagem do aplicativo, tem por base a idealizada pelos inventores do dispositivo, embora com algumas alterações. A figura 2.13 mostra um esquema representativo da montagem [35].

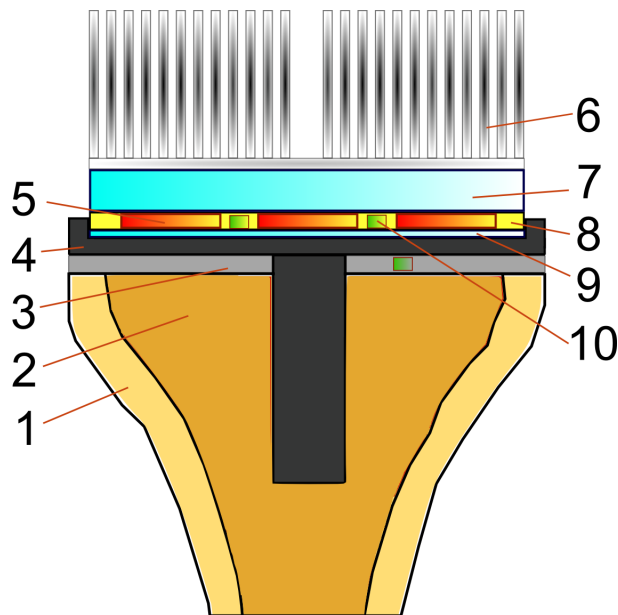


Figura 2.13: Esquema de Montagem das camadas que formam o aplicativo do prato tibial.

Em que:

- 1-Osso cortical da tíbia;
- 2-Osso trabecular da tíbia;
- 3-Cimento ósseo;
- 4-Prato tibial (Titânio);
- 5-Módulo termoelectrico de arrefecimento;

- 6-Dissipador de calor;
- 7-Placa espessa de alumínio;
- 8-Placa de acrílico;
- 9-Placa fina de alumínio;
- 10-Sensor de temperatura (LM35 DZ).

Note-se que a figura 2.13 trata-se de um esquema meramente representativo não respeitando dimensões relativas dos componentes. A tibia e a prótese encontram-se em vista de corte para melhor perceptibilidade do arranjo das várias camadas aplicadas na montagem.

Antes de ser iniciada a descrição do comportamento deste sistema, procede-se uma breve explicação dos fenómenos de transferência de calor associados ao seu funcionamento.

Os fenómenos de transferência de calor podem ocorrer em dois regimes distintos. Regime estacionário e regime transiente. Considera-se regime estacionário como sendo aquele em que as condições térmicas (temperaturas das superfícies, condutividades térmicas e densidades dos materiais, por exemplo) do sistema não se alteram, sendo por isso constantes ao longo do tempo. Já regime transiente define-se como aquele em que as propriedades referidas variam ao longo do tempo. Por exemplo, se a temperatura de uma superfície de um sistema sofre alterações, as temperaturas em cada ponto do sistema serão alteradas, verificando-se assim um regime transiente, até que o sistema atinja um equilíbrio térmico (regime estacionário) [41].

O funcionamento do dispositivo dar-se-á, todo ele, segundo o regime transiente.

Condução de calor é interpretada como sendo a transferência de energia de partículas mais energéticas (temperaturas superiores) para partículas menos energéticas (temperaturas inferiores) de uma substância devido à suas interações [41].

A condução de calor (Lei de *Fourier*) uni-dimensional em regime estacionário numa parede plana é dada pela expressão 2.1 [41].

$$q_x'' = -k \frac{dT}{dx} \quad (2.1)$$

sendo q_x'' o fluxo de calor na direcção x (w/m^2), K a condutividade térmica do material ($w/m \cdot ^\circ C^{-1}$) e $\frac{dT}{dx}$ é o gradiente de temperatura na direcção x (figura 2.14).

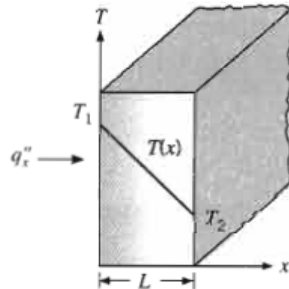


Figura 2.14: Condução de calor uni-dimensional em regime estacionário numa parede plana [41].

Convecção de calor consiste na transferência de calor provocada pelo contacto entre a superfície de um corpo sólido e um fluido, parado (convecção livre) ou em movimento (convecção forçada).

A convecção de calor em regime estacionário (Lei de Newton do arrefecimento) é dada pela expressão 2.2 [41].

$$q''_x = h(T_s - T_\infty) \quad (2.2)$$

Em que q'' é o fluxo de calor (w/m^2), h é o coeficiente de convecção ($w/m^2 \cdot ^\circ C^{-1}$), T_s é a temperatura da superfície do corpo e T_∞ é a temperatura do fluido refrigerante.

Balancear termicamente todo este sistema revela ser um processo complexo, obrigando a determinados pressupostos e simplificações que podem ditar a propagação de erros na análise.

Para além das várias fronteiras no sistema (entre as várias camadas de material e entre o ar e o dissipador de calor), a sua actuação em regime transiente dificulta esse procedimento. Além disto, é necessário contabilizar o facto de o fluxo de calor gerado pelos TECs não ser constante ao longo do processo de controlo de temperaturas. Outro factor que dificulta este cálculo é a geração de calor por parte do PMMA durante a sua polimerização, não sendo esta linear. Desta forma será feita uma descrição, qualitativa das características térmicas do sistema, que ajudará a perceber de que forma a sua configuração afecta a sua eficiência térmica. Terá sido também efectuada uma simulação numérica, por método de elementos finitos, por forma a obter com maior clareza um conhecimento do comportamento térmico do sistema de controlo de temperatura (capítulo 5).

A descrição efectuada de seguida para além de ser meramente qualitativa, pressupõe algumas aproximações e simplificações na avaliação do problema.

Recorre-se ao conceito de circuito térmico equivalente para ter uma noção do comportamento térmico do sistema e de como a sua configuração pode alterar este comportamento.

Importante será referir que este tipo de análise é aplicável apenas em condições de regime estacionário, no qual são conhecidas as temperaturas (constantes) de cada uma das superfícies que constituem o sistema. Porém, nada impede que o uso das mesmas, não para um intervalo de tempo, mas sim para um determinado instante. Com esta abordagem é possível obter uma caracterização qualitativa do comportamento térmico do sistema.

São tomados alguns pressupostos para simplificar a análise do comportamento do sistema. Assume-se que os TECs criam um fluxo de calor totalmente unidireccional (perpendicular ao plano das suas faces) e que a condução conferida pelas várias placas de alumínio, prótese, cimento e osso, se dá ,também, apenas nesta direcção, pois as suas áreas transversais são bastante superiores às restantes dimensões.

Considera-se também que o fluxo gerado pelos TECs é uniforme e afecta as superfícies de contacto de forma homogénea em qualquer um dos seus pontos. Tal pressuposto não difere significativamente do que realmente se verifica pois a área preenchida pelas placas cerâmicas dos TECs ocupa a grande maioria da área das placas que estão em contacto com os mesmos. Desta forma, pode aproximar-se este a um caso de geração e condução de calor unidireccionais.

Tendo em conta os factores abordados anteriormente é apresentada a figura 2.15. Nesta são mostrados os fluxos de calor gerados pelos TECs e as temperaturas superficiais da montagem em dois instantes de tempo distintos. Um pertencente ao estágio de pré-aquecimento do prato tibial e outro pertencente ao estágio de arrefecimento deste componente. Note-se que não está a ser abordado o calor libertado pelo PMMA durante a polimerização. Pretende-se apenas mostrar como a configuração da montagem afecta a transferência de calor produzida pelos TECs.

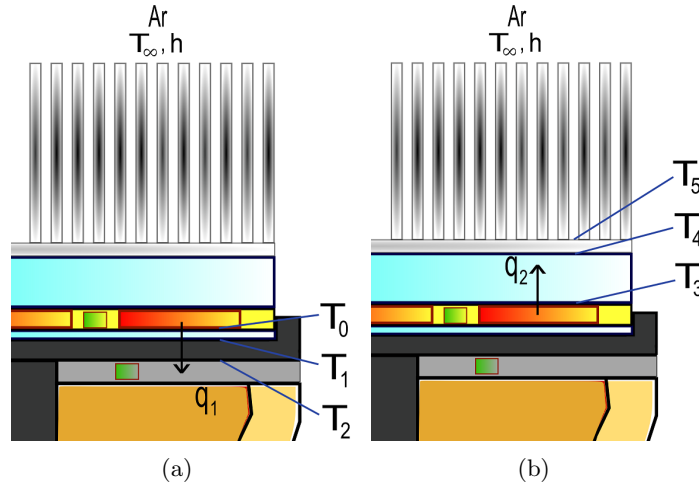


Figura 2.15: Temperaturas superficiais do aplicativo em dois instantes distintos: (a) Instante do estágio de aquecimento contínuo do prato tibial; (b) Instante do estágio de arrefecimento contínuo do prato tibial.

Na figura 2.16 apresentam-se os circuitos térmicos equivalentes correspondentes a cada uma das situações apresentadas na figura 2.15.

Em que $R_{cond,palf}$ é a resistência térmica, por condução, da placa de alumínio mais fina e $R_{cond,pt}$ é a resistência térmica, por condução, do prato tibial. $R_{cond,pale}$ é a resistência térmica, por condução, da placa de alumínio de elevada espessura, $R_{cond,bd}$ é a resistência térmica, por condução, da base do dissipador de calor e $R_{conv,a}$ é a resistência térmica, por convecção, das alhetas do dissipador de calor.

Na fase de aquecimento os TECs geram fluxo de calor no sentido prótese-cimento ósseo ((figura 2.16, b)). A taxa de calor (W) que atravessa o sistema desde a face inferior dos TECs até à face inferior do prato tibial, num determinado instante, pode ser interpretada pela expressão 2.3 [41].

$$q_1 = \frac{T_2 - T_0}{(R_{cond,palf} + R_{cond,pt})} \quad (2.3)$$

As resistências térmicas por condução são função da condutividade térmica do material e da espessura do corpo que se opõe transversalmente ao fluxo de calor. Desta forma, desenvolvendo a equação 2.3 obtém-se [41]:

$$q_1 = \frac{T_2 - T_0}{[(e_{palf}/K_{Al}A) + (e_{pt}/K_{Ti}A)]} \quad (2.4)$$

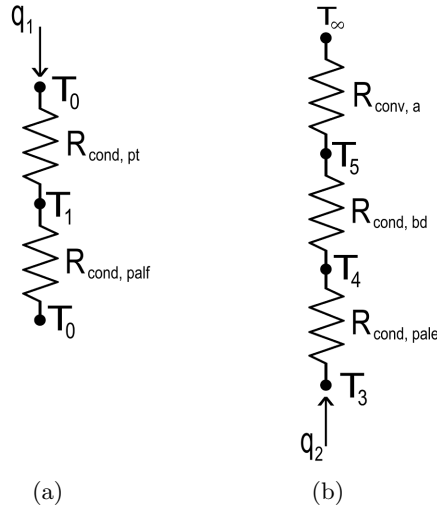


Figura 2.16: Circuito térmico equivalente: (a) Estágio de aquecimento contínuo do prato tibial; (b) Estágio de arrefecimento contínuo do prato tibial.

Sendo e_{palf} e e_{pt} as espessuras da placa de alumínio mais fina e do prato tibial, respectivamente, e K_{Al} e K_{Ti} as condutividades térmicas do alumínio e do titânio, respectivamente. A é a área perpendicular à direcção do fluxo de calor.

Já no estágio de arrefecimento do prato tibial os TECs geram fluxo de calor no sentido prótese-dissipador (figura 2.16, b). A taxa de calor (W) que atravessa o sistema, desde a face superior dos TECs até ao meio ambiente, num determinado instante, pode ser avaliado pela expressão 2.5 [41].

$$q_2 = \frac{T_3 - T_\infty}{[R_{cond,pale} + R_{cond,bd} + R_{conv,a}]} \quad (2.5)$$

Mais uma vez, desenvolvendo a expressão anterior com base nas resistências térmicas, obtém-se [41]:

$$q = \frac{T_3 - T_\infty}{[(e_{pale}/K_{Al}A) + (e_{bd}/K_{Al}A) + (\eta_o/hA_t)^{-1}]} \quad (2.6)$$

sendo η_o a eficiência global das alhetas (parâmetro abordado mais à frente na descrição do dissipador de calor), e_{pale} a espessura da placa de alumínio mais espessa e e_{bd} a espessura da base do dissipador de calor, A_t a área total das alhetas.

A placa de alumínio mais fina (componente 9, figura 2.13) terá como função evitar o contacto directo dos módulos termoeléctricos com o prato tibial, evitando danos no mesmo se, por ventura, ocorrer algum problema eléctrico nos módulos. Esta placa confere também maior rigidez ao aplicativo. Porém, há todo o interesse em minimizar a presença de material entre a fonte de calor (módulos termoeléctricos) e a superfície na qual se pretende manipular a temperatura (prato tibial). É pretendida uma resposta térmica, o mais imediata possível, nesta superfície, em função do estado dos módulos termoeléctricos, logo é escolhido um material de elevada condutividade térmica (alumínio). Pela equação 2.4 verifica-se que quanto menor

for a espessura da placa, menor a resistência térmica e consequentemente maior será a taxa de calor transferido até à superfície inferior do prato tibial. Assim, foi usada uma placa de reduzida espessura (1mm), e elevada condutividade térmica ($237 \text{ W/m } ^\circ\text{C}^{-1}$ [41]) para que a resistência térmica seja a menor possível.

Para optimização da eficiência do sistema, foi pensado o uso de uma placa de reduzida condutividade térmica na qual fosse possível embutir os TECs e os sensores de temperatura (componente 8, figura 2.13). O objectivo é isolar, lateralmente os TECs, garantindo que o fluxo de calor se dê, na sua maioria, na direcção perpendicular ao plano dos módulos termoelectrónicos. Tenta também, assim, evitar-se a captação do calor gerado pelos TECs por parte dos sensores de temperatura do prato tibial que se encontram bastante próximos. O material escolhido foi acrílico. Tendo este um reduzido coeficiente de condutividade térmica (valores entre $0,17\text{-}0,22 \text{ W/m}^\circ\text{C}^{-1}$), haverá algumas garantias de que este facto seja verificado. A escolha deste material em detrimento de outros com menor condutividade térmica (poliuretano por exemplo) deve-se essencialmente às suas características mecânicas, pois conferem maior rigidez, permitindo o seu uso durante mais tempo sem o risco de dano deste componente.

Ver-se-á, mais à frente que o espaço para embutir os módulos termoelectrónicos e os sensores de temperatura é bastante reduzido, dificultando a criação desta placa. O acrílico foi o material encontrado que melhor relação confere entre baixa condutividade térmica e resistência mecânica suficiente para poder ser aplicado e usado na montagem do sistema sem o risco de dano físico.

Esta placa tem a mesma espessura que os TECs (cerca de 4mm) para garantir que estes ficam lateralmente isolados e simultaneamente com as suas faces cerâmicas em contacto com as placas condutoras (componentes 7 e 9, figura 2.13).

A placa de alumínio mais espessa (componente 7, 2.13) vai ter a sua actuação essencialmente na fase de arrefecimento da prótese. Nesta fase, o fluxo de calor dá-se no sentido prótese-dissipador de calor, logo é escolhida uma placa de elevada espessura, o que implica um grande volume e consequentemente elevada capacidade térmica para armazenar uma grande quantidade de calor antes de este ser expelido, por convecção, pelo dissipador de calor. Pela expressão 2.6 verifica-se que esta contribui para o aumento da resistência térmica, diminuindo a taxa de transferência de calor para o ar ambiente, porém, torna-se necessário o seu uso pois devido à sua elevada espessura (distância que se opõe ao fluxo de calor) possui elevada inércia térmica, o que faz com que a sua superfície de contacto com o dissipador atinja temperaturas elevadas mais tarde (ver figura A.1). Consequentemente, o dissipador de calor irá aquecer mais tarde, começando a sua convecção mais tarde.

A dissipação de calor para a atmosfera apresenta assim duas fases. Uma em que a grande maioria da transferência de calor se deve à condução através da placa espessa de alumínio, seguida de outra na qual a transferência de calor se deve maioritariamente à convecção existente entre o dissipador de calor e o ar.

Em suma, a colocação desta placa no sistema, irá contribuir para o abaixamento da taxa de calor dissipada do sistema para o meio ambiente. No entanto, será responsável por retardar o aumento de temperatura na superfície de contacto entre esta e o dissipador de calor. Este irá portanto aquecer mais tarde iniciando consequentemente a convecção do calor mais tarde (veja-se que só existe transferência de calor por convecção para o ambiente quando a temper-

atura do dissipador for superior à do ar. Equação 2.2). É conseguido assim um tempo maior de actuação do sistema na sua fase de arrefecimento, saturando este num espaço mais longo de tempo, garantindo a extracção de calor durante todo o período crítico de polimerização do PMMA.

O dissipador de calor está presente para conferir, ao sistema, uma maior capacidade de expelir o calor gerado, recorrendo ao fenómeno de convecção livre. Este fenómeno consiste na transferência de calor provocada pelo contacto entre a superfície de um corpo sólido e um fluido em movimento. No caso em concreto, o fluido convectivo é o ar e o corpo é o dissipador de calor. A eficiência do dissipador varia directamente com a quantidade e tamanho das alhetas que o constituem. Quanto maior for a área de contacto entre este componente e o ar do meio ambiente, maior a sua eficiência, conferindo a este a capacidade de dissipar maior quantidade de calor, durante mais tempo até que atinja a sua saturação. Porém, dada a possível aplicabilidade deste sistema numa situação real, tendo em conta as condições de espaço reduzido na sua aplicação na prótese no doente, opta-se por um dissipador de calor cuja área base não exceda em demasia a área do prato tibial, tornando exequível a sua aplicação. Será este, então, o componente limitativo da capacidade de dissipação de calor de todo o sistema.

Para o caso concreto das alhetas usadas, considerando estas de secção transversal rectangular, com superfícies regulares (figura A.2), a eficiência de cada uma é dada pela expressão 2.7.

$$\eta_f = \frac{\tanh mL_c}{mL_c} \quad (2.7)$$

Sendo \tanh a tangente hiperbólica e $L_c = L + (t/2)$. O parâmetro m estabelece uma relação entre o coeficiente de convecção (h), o perímetro da secção transversal da alheta (P), a condutividade térmica do seu material (K) e a área da respectiva secção transversal (A_c) (equação 2.8).

$$m = \sqrt{\frac{hP}{KA_c}} \quad (2.8)$$

Num componente composto por um conjunto de alhetas, como é o caso do dissipador de calor empregue no sistema, a taxa total de transferência de calor por convecção é dada pela expressão 2.11.

$$q_t = N\eta_f h A_f \theta_b + h A_b \theta_b \quad (2.9)$$

q_t é dado em W . N é o número de alhetas e A_b a superfície da base do dissipador de calor, isto é, a porção de superfície não alhetada deste componente. θ_b é dado por:

$$\theta_b = T_b - T_\infty \quad (2.10)$$

que se resume pela diferença entre a temperatura da base do dissipador e T_b e a temperatura do meio ambiente (T_∞) ($^{\circ}C$).

Existe também uma relação para a eficiência global do sistema de alhetas que é traduzido por:

$$\eta_o = 1 - \frac{NA_f}{A_t}(1 - \eta_f) \quad (2.11)$$

sendo N o número de alhetas do dissipador, A_f , a área superficial de cada alheta, η_f a eficiência de cada alheta e A_t a área total da superfície do dissipador. Este parâmetro é dado por:

$$A_t = NA_f + A_b \quad (2.12)$$

em que A_b é a superfície da base do dissipador de calor, isto é, a porção de superfície não alhetada deste componente.

As expressões apresentadas demonstram, que a forma, tamanho e composição do dissipador de calor são factores de extrema importância na sua eficiência térmica. Pela equação 2.9 verifica-se que a capacidade de este componente transferir o calor depende directamente do número de alhetas que o constitui, bem como da área de cada uma delas, da área não alhetada e da diferença entre as temperaturas da sua base e do meio ambiente.

Na montagem criada neste trabalho, tentou usar-se um dissipador de calor que conferisse boa eficiência térmica dentro das dimensões possíveis para a sua aplicação num caso prático.

É importante referir que na condução de calor em sistemas com vários corpos em contacto, existem resistências térmicas de contacto que contribuem para quedas de temperatura entre os corpos. (figura A.3). Estas dividem-se em dois tipos podendo ser considerada a sua actuação em paralelo. Uma deve-se aos pontos de contacto entre diferentes materiais e outra deve-se às lacunas existentes entre as superfícies devido à sua rugosidade. No caso prático do aplicativo do prato tibial, as superfícies das camadas constituintes do mesmo foram polidas com acabamento bastante fino, para além de que foram aplicadas finas camadas de massa condutora térmica. As resistências de contacto foram desta forma significativamente minimizadas podendo em termos práticos ser desprezadas.

Construção do Aplicativo do Prato Tibial

O aplicativo do prato tibial foi construído para actuar especificamente sobre a componente tibial da prótese do joelho P.F.C. Sigma Knee System concebida em liga de titânio da fabricante *Depuy* (figura 2.17).

A figura 2.18 apresenta os componentes usados na montagem do aplicativo do prato tibial.

Numa primeira fase foram criadas as placas de alumínio e a placa de acrílico.

Notem-se as cavidades passantes criadas na placa de acrílico (figura 2.18 (b)), para embutir TECs e sensores de temperatura. Tenha-se ainda em atenção os furos na placa de alumínio mais espessa (figura 2.18 (c)), para possibilitar a passagem dos cabos dos TECs e dos dois sensores que medirão a temperatura da face superior do prato tibial. Os dois furos de maior diâmetro são aqueles pelos quais passarão os cabos dos sensores de temperatura. Foi tido o cuidado de criar estes furos com uma área significativamente superior à dos sensores para minimizar a influência do aquecimento da placa sobre estes.

O dissipador de calor usado foi adaptado para que as suas dimensões não fossem significativamente superiores à área da face superior do prato tibial. Como foi já referido, o objectivo é testar um sistema com características dimensionais que permitam a sua aplicação num caso prático de colocação do prato tibial numa artroplastia do joelho. Foi escolhido um dissipador de calor com um número significativamente elevado de alhetas para maximizar o desempenho do sistema na sua fase de arrefecimento do prato tibial.



Figura 2.17: Prato tibial P.F.C. Sigma Knee System *Depuy*. Várias perspectivas.

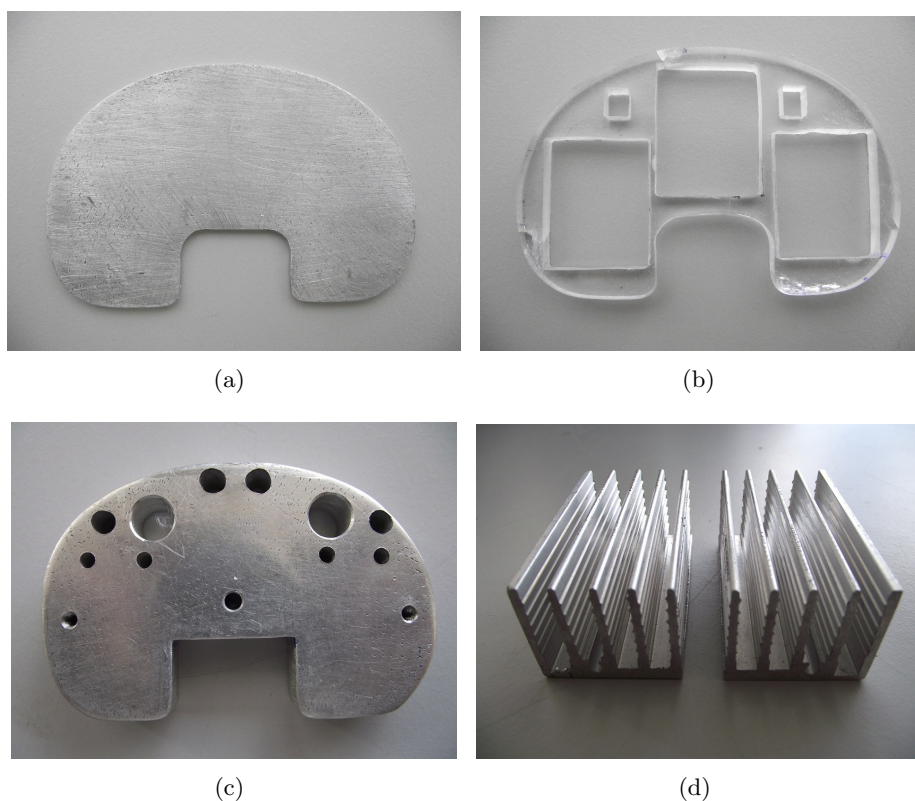


Figura 2.18: Componentes do aplicativo do prato tibial responsáveis pela transferência de calor: (a) Placa fina de alumínio; (b) Placa de acrílico; (c) Placa espessa de alumínio; (d) Dissipador de calor.

Foram embutidos os sensores e TECs na placa de acrílico após o sua criação (figura 2.19). Foi tido o cuidado de colocar os sensores de temperatura numa posição que maximizasse a sua área de contacto com a placa de alumínio de maior espessura. A face que estabelecerá este contacto é a face plana do sensor⁸

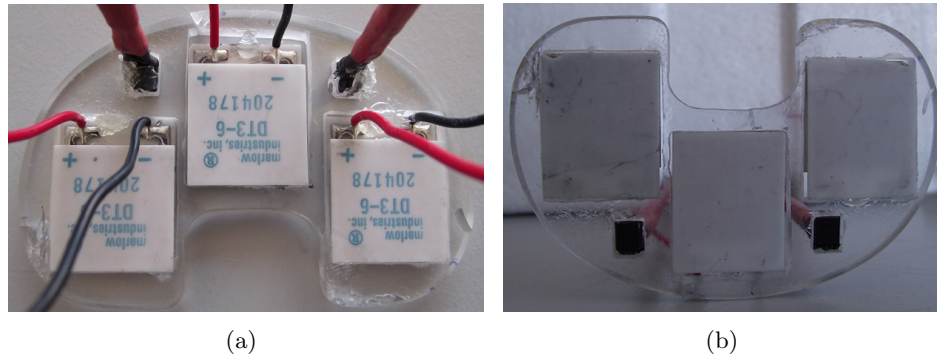


Figura 2.19: Placa acrílica com os sensores de temperatura e módulos termoelétricos de arrefecimento embutidos: (a) Face que estará em contacto com a placa espessa de alumínio; (b) Face que estará em contacto com a placa fina de alumínio.

Posteriormente foram fixas todas as camadas de material criadas com recurso a ligações coladas (figura 2.20). Os furos da placa espessa de alumínio pelos quais passam os cabos dos sensores de temperatura viriam a ser preenchidos com grãos de esferovite (EPS) na tentativa do seu isolamento térmico. Este material tem características térmicas isoladoras pois apresenta valores reduzidos de condutividade térmica (entre 0,0270 e 0,0385 W/m.°C[42]) para além de que a sua elevada compressibilidade ajudou à sua colocação em tão reduzido espaço.

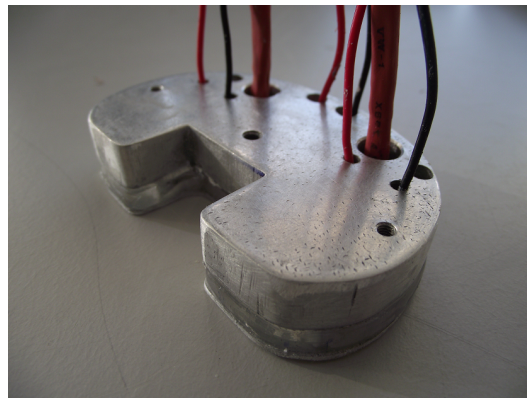


Figura 2.20: Montagem parcial do aplicativo do prato tibial: Placas de condução de calor e módulos termoelétricos de arrefecimento e sensores LM35 (no interior).

Por fim, foi aplicado o dissipador de calor com recurso a ligação aparafusada, ficando concluído

⁸A partir de alguns testes, verificou-se que a face plana revelou ser a que mais rapidamente responde a variações de temperatura.

o sistema de adição/extracção de calor (figura 2.21).

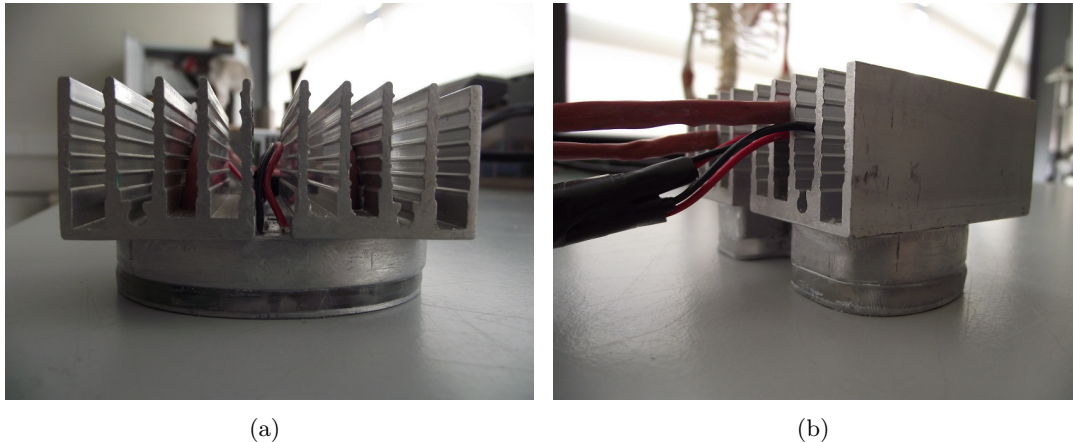


Figura 2.21: Aplicativo do prato tibial. Diferentes vistas.

Aquando da montagem do sistema foi aplicada uma fina camada de massa condutora térmica às faces cerâmicas dos TECs e às superfícies de contacto entre a placa espessa de alumínio e dissipador de calor bem como entre a placa fina de alumínio e o prato tibial. O objectivo foi eliminar a presença de ar entre estas superfícies, reduzindo as respectivas resistências térmicas de contacto, maximizando a eficiência na condução de calor. Note-se que a condutividade térmica deste tipo de pastas é inferior à de qualquer material metálico, porém é bastante superior à condutividade térmica do ar (cerca de $0,0263 \text{ W/m} \cdot ^\circ\text{C}$). Apesar de todas estas superfícies terem sido polidas com o objectivo de diminuir a sua rugosidade, a presença de ar entre estas é algo inevitável quando se encontram em contacto a seco.

2.3 Software de Controlo

Para o controlo do dispositivo construído recorreu-se ao software de automação e controlo *Labview 8.5* da *National Instruments*. Teriam sido já criados dois programas para o controlo do dispositivo quando este foi projectado e patenteado. Estes foram disponibilizados por um dos seus inventores. Porém, as necessidades e princípios de funcionamento pretendidos para o presente trabalho são algo diferentes comparados com os inicialmente estabelecidos para o dispositivo, tendo sido necessário efectuar alterações nos programas para garantir o correcto controlo do mesmo.

Foram criados canais analógicos suficientes para efectuar a aquisição de dados a partir dos sensores de temperatura (um canal para cada sensor). O programa passou a apresentar, para além das temperaturas medidas pelos três sensores do sistema, a média aritmética das temperaturas dos dois sensores colocados sobre o prato tibial.

O Controlo do processo passou a ser efectuada com base, unicamente, nas temperaturas medidas pelos sensores colocados na face superior do prato tibial (originalmente o programa estaria preparado para efectuar as decisões de controlo com referência na temperatura medida

com o sensor de *Bragg* que faria, inicialmente, parte do sistema, sendo colocado no manto do cimento ósseo).

Os princípios tomados para o funcionamento dos vários estágios, bem como as condições determinantes para a mudança entre os mesmos, foram também alterados, visando a melhor adaptação do funcionamento do dispositivo às condições requeridas nos ensaios a efectuar. A execução dos estágios do processo bem como os respectivos tempos e temperaturas são explicados na secção 3.4.3 aquando da descrição do programa principal de controlo do dispositivo.

Uma das aplicações criadas é responsável pela leitura e monitorização das temperaturas adquiridas a partir dos sensores de temperatura. Esta é executada como um subprograma que será carregado pela outra aplicação (programa principal) na qual é possível, para além da visualização das temperaturas do sistema, predefinir as temperaturas limite em cada estágio do processo, bem como os tempos limite para a mudança de estágio.

2.3.1 Programa de Aquisição de Temperaturas

A figura 2.22 mostra a interface gráfica do programa de aquisição de temperaturas. O programa mostra, em tempo real, as temperaturas adquiridas pelos dois sensores colocados sobre o prato tibial, bem como a média aritmética destes valores e a temperatura adquirida pelo sensor colocado no interior do cimento ósseo. A aplicação foi programada para efectuar leituras de temperatura com uma frequência de 10 Hz⁹.

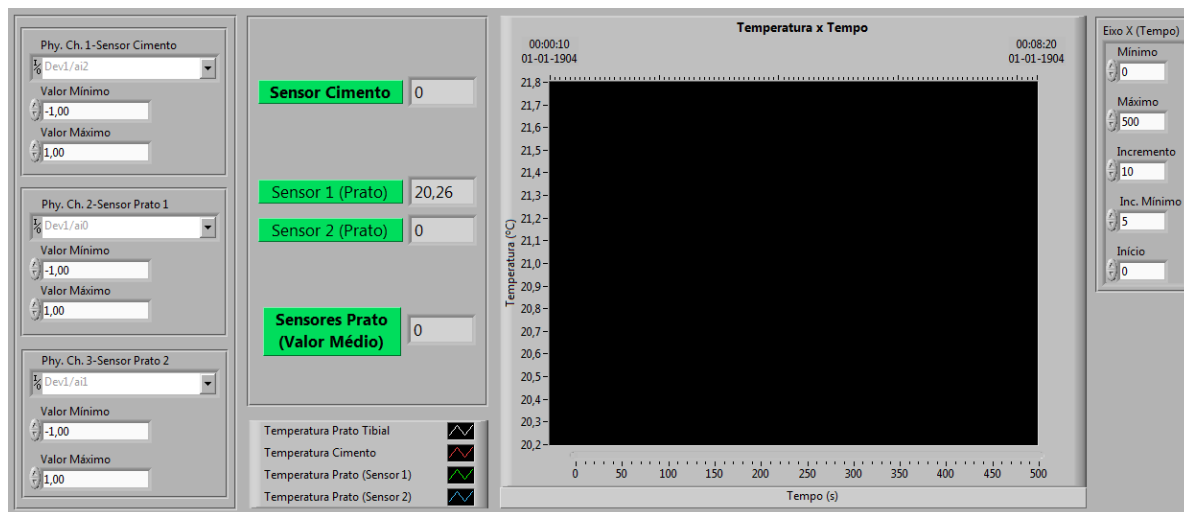


Figura 2.22: Interface gráfica do programa de aquisição de temperaturas.

Esta aplicação permite escolher, para cada sensor de temperaturas, o canal analógico através do qual a placa de aquisição de dados (NI USB 6008) efectua a respectiva leitura.

É possível também ajustar a escala do eixo das abcissas (tempo), possibilitando a sua adaptação ao tempo total de cada ensaio a realizar.

⁹10 leituras por segundo.

2.3.2 Programa Principal de Controlo do Dispositivo

Esta é a aplicação na qual serão predefinidas as condições de temperatura e tempo para cada estágio do processo de controlo de temperatura.

Como foi já referido, todo o processo de controlo de temperatura é composto por 4 estágios distintos. Numa primeira fase há como objectivo o pré aquecimento do conjunto cimento ósseo e prótese a partir do aquecimento da interface cimento ósseo/prótese. Posteriormente, ao ser detectado um ligeiro aumento da temperatura pelos sensores, proveniente do início da reacção exotérmica resultante da polimerização do cimento, é accionado, automaticamente, o processo de absorção do calor por este libertado. Neste estágio são novamente ligados os módulos termoelectrónicos mas com a polaridade da corrente que os atravessa invertida, possibilitando que o fluxo de calor se dê no sentido prótese-dissipador, expelindo do conjunto prótese-osso-cimento o máximo calor possível resultante da reacção exotérmica. Nesta fase o calor da reacção exotérmica será absorvido até que a temperatura da interface cimento ósseo/osso atinja um valor mínimo predefinido.

Uma função extremamente importante do programa é a possibilidade de controlar todo o processo recorrendo a temporizações limite. Este permite definir um tempo máximo de duração para cada estágio, caso não seja atingida a temperatura predefinida para ocorrer mudança entre estágios. Ou seja, a mudança de estágio pode ser ditada pela ocorrência da temperatura predefinida para o efeito ou por um tempo limite predefinido para o estágio. Esta função poderá tornar-se bastante útil para efectuar um controlo mais preciso e seguro, caso seja conhecido o comportamento térmico do sistema de adição/remoção de calor, bem como do conjunto prótese-cimento-osso. Segue-se a descrição pormenorizada das funcionalidades do programa.

A figura 2.23 mostra a interface gráfica do programa principal de controlo do dispositivo.

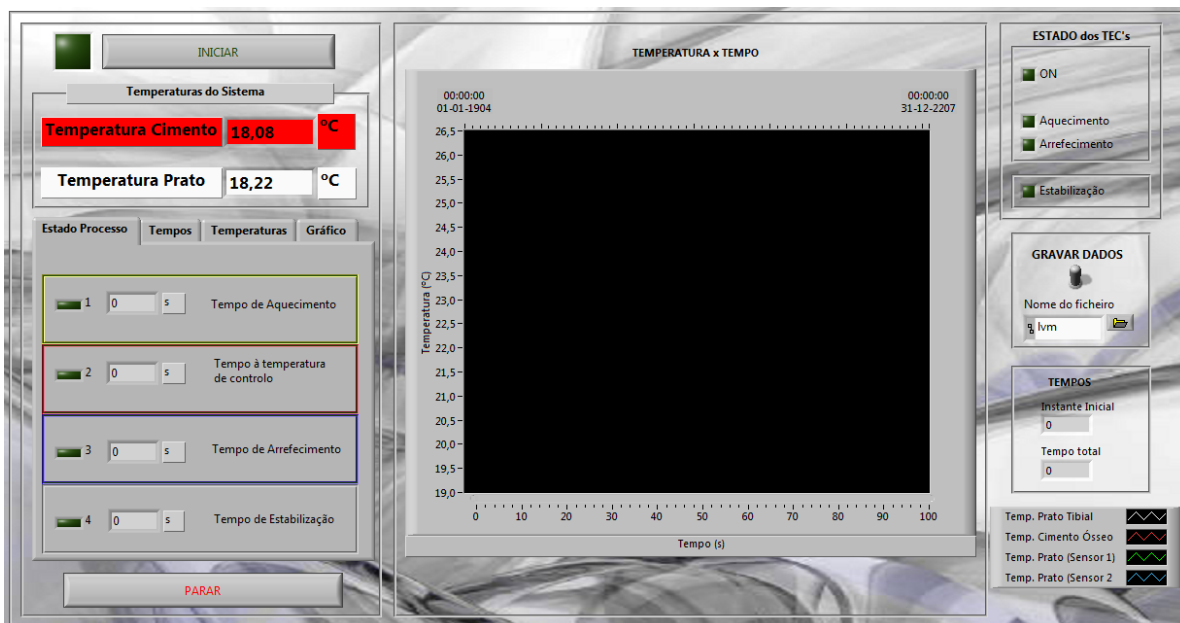


Figura 2.23: Interface gráfica do programa principal de controlo do dispositivo.

O processo de controlo da temperatura do sistema é iniciado com o accionamento do botão "INICIAR", podendo ser interrompido, a qualquer momento, com o botão "PARAR".

Na interface estão presentes 4 abas (figura 2.23). A primeira ("Estado do Processo") permite visualizar o andamento do processo. As duas abas seguintes ("Tempos", "Temperaturas") correspondem à configuração dos parâmetros de controlo do processo (temperaturas e tempos limite). A última aba permite ajustar parâmetros da escala do tempo mostrado no painel gráfico para adaptação ao tempo total dos ensaios.

Cada uma das 4 linhas de cada aba é referente a um dos estágios do processo. O acompanhamento da progressão dos estágios é feito pela visualização do acendimento sucessivo dos leds da aba "Estado do Processo". Os ajustes efectuados nas abas "Tempos" e "Temperaturas" seguem o mesmo princípio de ordenação. Isto é, os ajustes feitos na primeira linha destas abas correspondem ao estágio monitorizado na primeira linha da aba "Estado do Processo" e assim sucessivamente, até ao estágio 4.

No canto superior direito do programa (figura 2.23), no campo "Estado dos TECs", é possível acompanhar o estado dos módulos termoelectrónicos a partir do estado dos leds. Se estão ou não ligados e se se encontram na sua função de aquecimento ou de arrefecimento do prato tibial. O acendimento do led "Estabilização" indica que os TECs estão desligados, de forma definitiva, até que o processo termine, só acende, portanto, quando o processo de controlo se encontrar no quarto e último estágio.

O programa dá a possibilidade de registar, em ficheiro de texto, toda a progressão das temperaturas do sistema, ao longo do processo. Para isso basta que o botão correspondente esteja activo (figura 2.23, campo "GRAVAR DADOS"). Este botão está activo por defeito. Logo, mal seja iniciado o programa é apresentada de imediato a possibilidade de escolha do nome e directório do ficheiro a registar.

No campo "TEMPOS" são apresentados os tempos de início do processo de controlo e o tempo total decorrido desde a inicialização do programa.

Descrevem-se as abas do programa.

Como foi já mencionado, na aba "Estado do Processo" (figura 2.24, (a)) é acompanhado o decorrer do processo e a passagem pelos estágios. A conclusão de cada estágio é marcada pelo acendimento do led correspondente. Nesta aba são visualizados também os tempos de duração de cada estágio.

Na aba "Tempos" (figura 2.24, (b)) são definidos os tempos limite de duração de cada estágio. Esta função está activa apenas quando o botão "Activar/Desactivar tempos limite" se encontrar activo. Esta aba permite ainda que o programa pare quando é atingido o tempo máximo de estabilização, ou continuar o registo dos dados indefinidamente até que o utilizador queira parar (botão "Parar após PMEST").

Segue-se a aba "Temperaturas" (figura 2.25, (a)), na qual são definidas as temperaturas limite de cada estágio.

TMA - Temperatura Máxima de Aquecimento. (Temperatura máxima a atingir durante o processo de pré-aquecimento).

TC - Temperatura de controlo. (Temperatura à qual os TECs vão controlar o sistema, ligando e desligando sucessivamente. Quando for detectada temperatura 1°C acima do valor

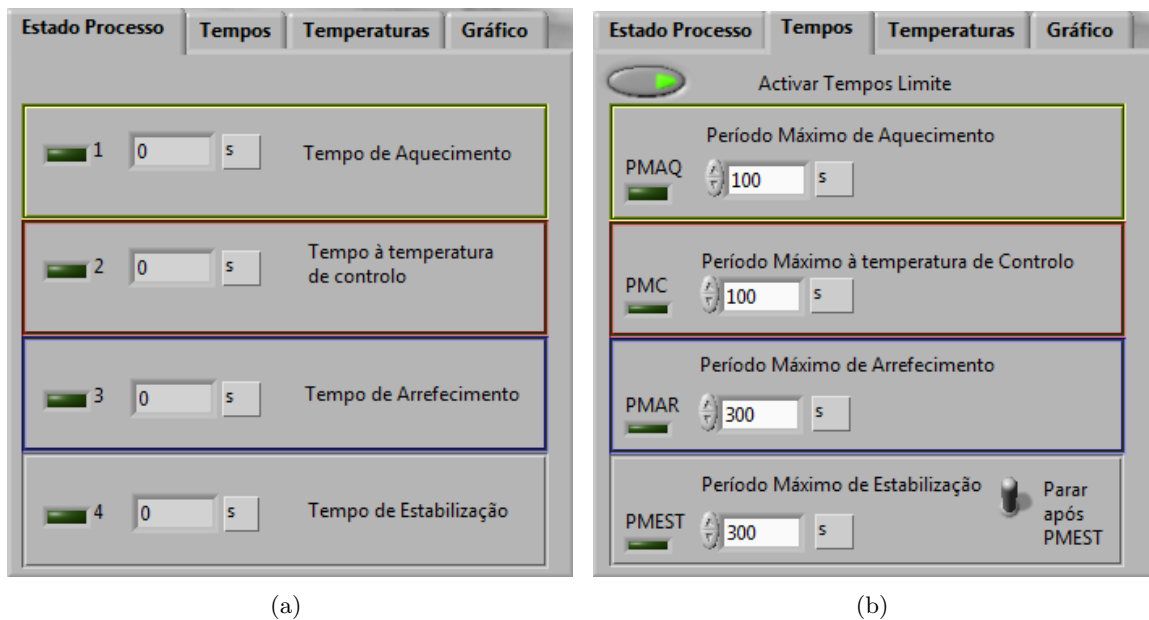


Figura 2.24: Abas da interface gráfica do programa de controlo do dispositivo: (a) Aba de estado dos estágios do processo. (b) Aba de controlo dos tempos limite para mudança entre estágios do processo.

predefinido, dá-se a mudança para o terceiro estágio, no qual é efectuado o arrefecimento contínuo).

TMAR - Temperatura Mínima de Arrefecimento. (Temperatura mínima a ser atingida durante o estágio de arrefecimento contínuo).

TMest - Temperatura Máxima de estabilização. (Temperatura responsável pelo término do programa. O sistema atinge esta temperatura e o programa termina e com ele todo o registo de dados).

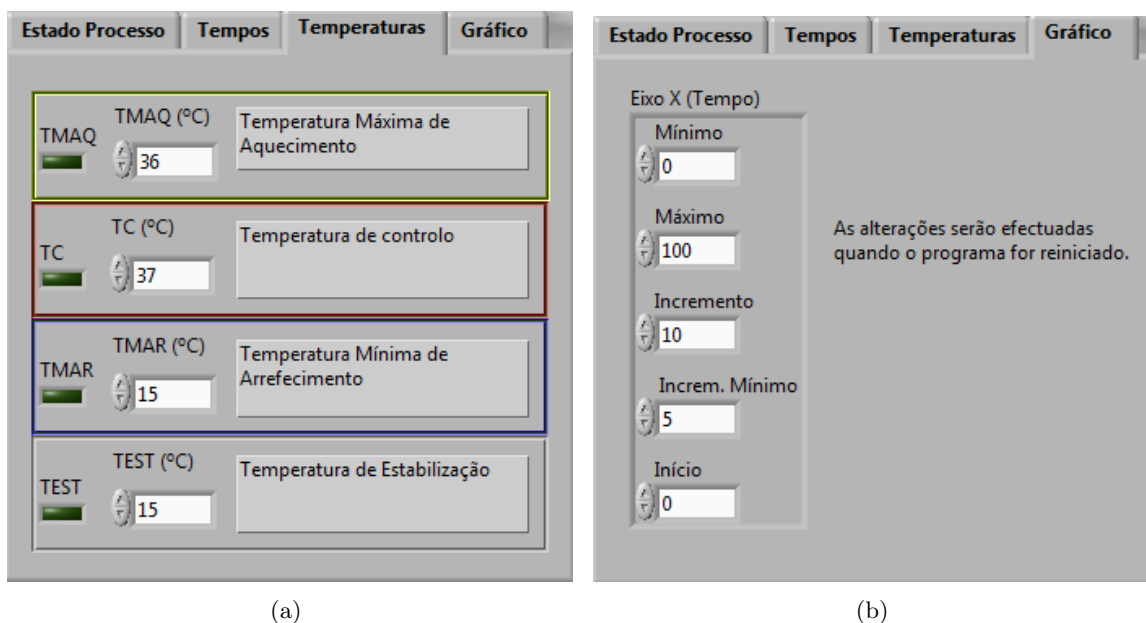


Figura 2.25: Abas da interface gráfica do programa de controlo de temperaturas: (a) Aba de controlo das temperaturas limite para cada estágio; (b) Aba de ajuste do eixo x (tempo) do painel gráfico.

Capítulo 3

Ensaaios Experimentais

3.1 Avaliação da performance do dispositivo em estado laboratorial.

Antes de efectuar qualquer tipo de teste com cimento ósseo e osso, foi tomada como importante a realização de um estudo do comportamento do sistema por forma a compreender a relação existente entre as temperaturas captadas pelos sensores do prato tibial e o sensor colocado no cimento ósseo. Seja lembrado que o controlo do dispositivo é efectuado recorrendo às temperaturas lidas pelos sensores colocados sobre o prato tibial. Assim, torna-se importante obter uma noção da relação entre as temperaturas (e respectivos tempos) captadas nas duas faces do mesmo. O conhecimento deste comportamento do sistema possibilitará o obter uma noção do seu tempo de eficiência na fase de arrefecimento do prato. Será possível, assim, o seu uso de forma mais útil e correcta, tomando este os devidos accionamentos nos tempos correctos para que a sua acção traga os efeitos desejados durante toda a polimerização do PMMA.

Importante será frisar que as temperaturas registadas ao longo do tempo, dependerão directamente da configuração estabelecida para o aplicativo do prato tibial. A alteração da espessura das placas condutoras de alumínio, bem como da forma e tamanho do dissipador de calor afectam directamente todo o comportamento térmico do sistema. Desta forma, para cada prato tibial usado

3.1.1 Materiais e Métodos

O processo aplicado ao dispositivo consistiu num aquecimento do prato tibial até os sensores colocados sobre o mesmo detectarem uma temperatura de 36°C, seguido de um estágio de arrefecimento, contínuo, durante 800 segundos.

O teste descrito foi realizado para 5 posições distintas do sensor de ensaio (sensor em contacto com a face inferior do prato tibial). Tal procedimento visa conhecer a homogeneidade da acção do sistema sobre o prato tibial, dando a conhecer o efeito que este terá em diferentes zonas deste componente. Para facilitar os testes, no que diz respeito ao suporte de todo o sistema, prótese e fixação do sensor da face inferior do prato tibial (sensor que viria futuramente a ser colocado no cimento) foi criado um suporte em espuma de poliuretano (PU) (figura 3.1) com as 5 posições estipuladas para o sensor da face inferior do prato tibial.

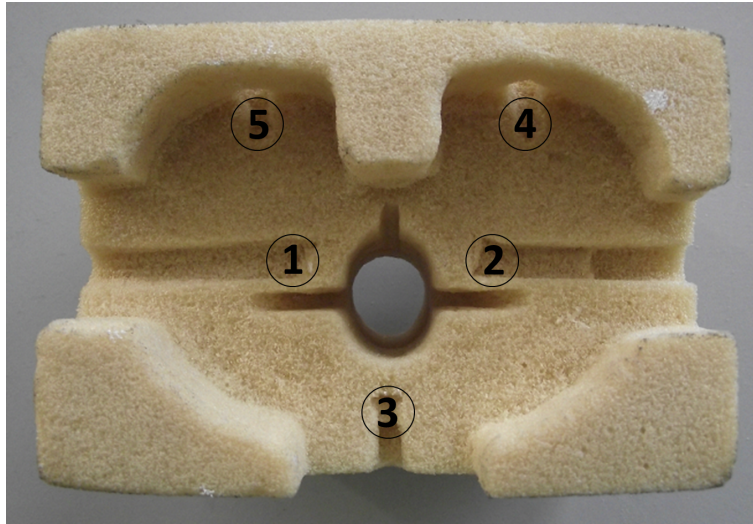


Figura 3.1: Suporte criado para o teste do aplicativo do prato tibial em estado laboratorial. Diferentes posições estabelecidas para o sensor da face inferior do prato tibial.

A figura 3.2 apresenta a montagem criada para o teste do sistema de adição/extracção de temperatura em estado laboratorial.

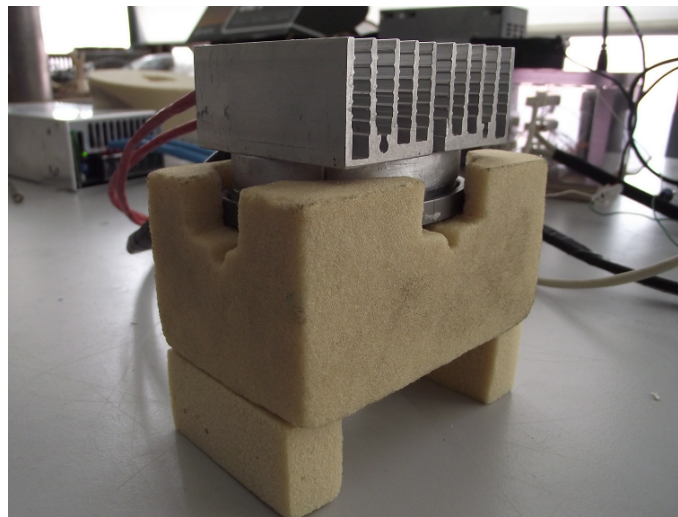


Figura 3.2: Montagem criada para a avaliação do dispositivo de controlo de temperaturas em estado laboratorial.

3.1.2 Resultados e Discussão

O gráfico da figura 3.3 mostra as curvas obtidas para as temperaturas registadas ao longo do teste com o sensor da face inferior do prato tibial colocado na posição 1. As curvas de temperatura obtidas para o sensor da face inferior do prato colocado nas diferentes posições são bastante idênticas, o que leva a concluir que a actuação deste sistema na superfície do prato tibial é significativamente homogénea.

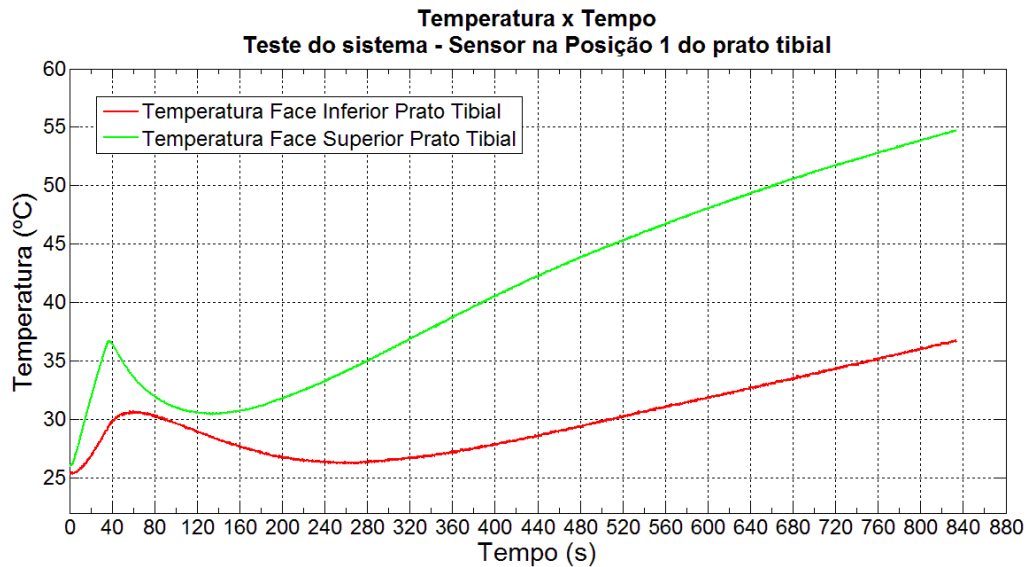


Figura 3.3: Temperaturas registadas com o sensor da face inferior do prato tibial colocado na posição 1.

O gráfico da figura 3.4 apresenta as temperaturas obtidas na face inferior do prato tibial com o respectivo sensor colocado nas diferentes posições estabelecidas.

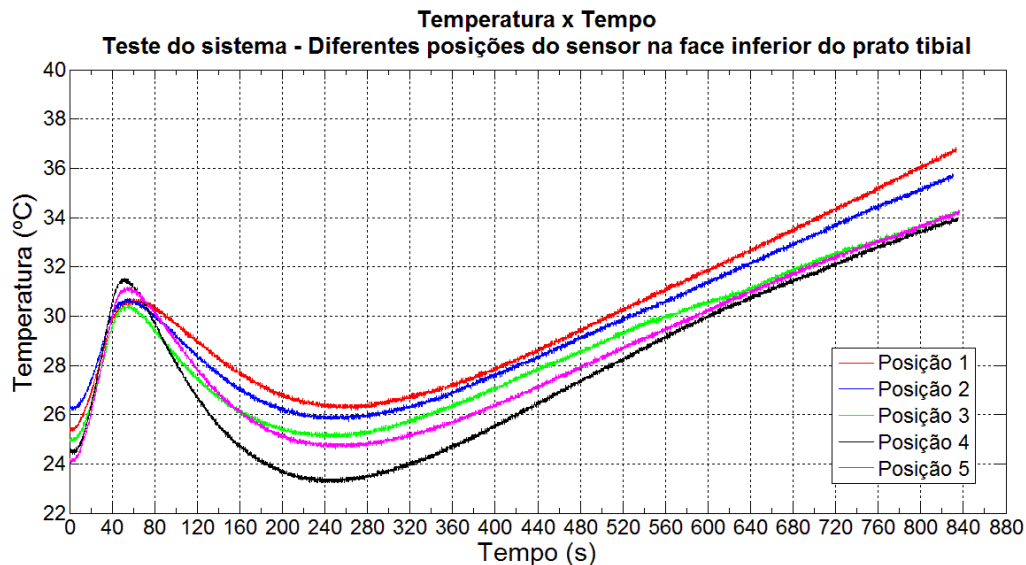


Figura 3.4: Temperaturas registadas com o sensor da face inferior do prato tibial colocado nas diferentes posições estabelecidas.

A tabela 3.1 apresenta os valores de temperatura e respectivos instantes de tempo que melhor traduzem o comportamento de todo o sistema, inclusive dos sensores de temperatura. Analisando os resultados obtidos, é possível estabelecer algumas conclusões sobre o comportamento térmico do sistema.

Tabela 3.1: Principais valores referentes aos testes.

		Posição 1	Posição 2	Posição 3	Posição 4	Posição 5
Face Inferior do Prato	Temperatura Máxima (°C)	30,7	30,7	30,5	31,5	31,2
	Instante de Tempo (s)	57,3	55,1	56,3	52,3	54,6
	Temperatura Mínima (°C)	26,2	25,7	25,1	23,2	24,6
	Instante de Tempo (s)	265,3	263,0	234,8	226,4	250,5
Face Superior do Prato	Temperatura Máxima (°C)	36,8	36,8	36,7	36,7	36,7
	Instante de Tempo (s)	37,8	35,1	38,6	38,7	41,0
	Temperatura Mínima (°C)	30,4	31,0	30,0	29,6	29,6
	Instante de Tempo (s)	134,3	127,3	131,4	138,4	145,5

Verifica-se que o tempo médio de aquecimento do prato na sua face superior até aos 36°C é de cerca de 38 segundos.

A temperatura máxima na face inferior do prato é obtida cerca de 20 segundos após ser verificada a temperatura máxima na sua face superior.

Nos valores máximos de temperatura, uma temperatura de 36°C nos sensores do prato representa sensivelmente uma temperatura de 30-31°C na face inferior. Possivelmente, a temperatura máxima real ocorrida na face inferior do prato tibial seja superior ao valor registado. Repare-se que apenas uma das faces do sensor de temperatura está em contacto com o prato tibial. As restantes estão embutidas no suporte de poliuretano. Tal facto poderá afectar a leitura da verdadeira temperatura do sensor, pois está este a captar as temperaturas do prato tibial e do suporte.

Verifica-se, que após ser iniciado o estágio de arrefecimento, a temperatura da face inferior do prato continua a aumentar durante cerca de 20 segundos. Os TECs deixam de fornecer calor ao prato, passando a gerar um fluxo de calor no sentido oposto (prato-dissipador) criando o efeito de arrefecimento ao mesmo. Porém, este fenómeno demora o seu tempo a tomar efeito na face inferior do prato tibial, pois existe a placa de alumínio fina (componente 9 figura 2.13) e a própria parede do prato (cerca de 3 mm) que conferem alguma inércia térmica¹ a esta secção do sistema.

Note-se que no estágio de arrefecimento — no qual o calor é conduzido no sentido prótese-dissipador —, a placa espessa de alumínio irá aquecer significativamente. Quando este é iniciado, aos cerca de 38 segundos, as temperaturas detectadas pelos sensores da face superior do prato diminuem durante cerca de 100 segundos, tempo após o qual começa a ser registado um aumento praticamente contínuo até ao final do teste. Ora, a par deste comportamento, observando a situação do sensor colocado na face inferior do prato tibial, é denotada uma diminuição da temperatura do prato durante cerca de 210 segundos (aproximadamente 3,5 minutos). Tal facto leva à conclusão que apesar da tentativa de isolamento térmico dos sensores colocados na face superior do prato tibial, verificou-se que estes são consideravelmente influenciados pelas temperaturas atingidas pela placa espessa de alumínio (componente 7, figura 2.13) no estágio de arrefecimento.

¹Também designada por calor específico ou capacidade térmica mássica de uma substância. Define-se pela quantidade de calor que é necessário fornecer a um corpo, para que este aumente em 1°C a sua temperatura. É expressa em J/°C.

O tempo durante o qual se verifica a descida de temperatura na face inferior do prato é um dado de referência na utilização do sistema nos testes com cimento e osso. Corresponde este, ao tempo de eficiência do sistema na sua função de arrefecimento.

Verifica-se este comportamento quando a temperatura do dissipador de calor estabiliza num valor máximo devido à geração de calor por parte dos TECs. Pode interpretar-se este fenómeno como uma saturação do dissipador e consequentemente do sistema. Apesar de a taxa de transferência de calor entre dissipador e meio ambiente ser mais elevada, devido ao aumento da diferença entre as suas temperaturas (ver equação 2.2), a elevada temperatura do dissipador começa a criar um efeito adverso no sistema, contribuindo para a diminuição da taxa de calor conduzida entre a placa espessa de alumínio e o dissipador (Importante ter sempre presente que a condução de calor é tanto maior quanto maior for a diferença das temperaturas das superfícies através do qual é conduzido. Expressão 2.1). O sistema passa a não ter capacidade suficiente para dissipar todo o calor gerado pelos TECs, tendo tendência a evoluir para um equilíbrio térmico no qual, até lá, é denotado o aumento de temperatura de todo o sistema, incluindo do prato tibial.

Indo ao encontro do que foi descrito na secção 3.2.2, caso não tivesse sido usada a placa de alumínio de elevada espessura, este fenómeno seria verificado mais cedo após o início do estágio de arrefecimento, pois o dissipador de calor teria atingido a sua temperatura máxima em menor espaço de tempo.

3.2 Avaliação da performance do dispositivo em osso bovino fresco

3.2.1 Materiais e Métodos

O dispositivo de controlo de temperatura foi testado com osso fresco de origem animal. Com este procedimento pretende-se reproduzir com maior fidelidade a possível aplicação do dispositivo de controlo de temperatura numa artroplastia cimentada. A utilização de osso real nas experiências é determinante para a fiabilidade dos resultados obtidos. Tratando-se de um caso de estudo no qual a problemática é maioritariamente associada a fenómenos de transferência de calor, em regime transiente, é imperativo o uso de materiais com características termofísicas o mais próximas possível daqueles presentes numa situação real, aproximando os ensaios a condições *in situ*. Embora existam variáveis não controladas que alteram os resultados. A temperatura do osso não foi mantida constante durante os ensaios. As flutuações de ar na sala de testes, bem como as alterações de temperatura do meio ambiente podem influenciar significativas os resultados obtidos.

Preparação do osso de bovino

Nos ensaios práticos realizados foram utilizadas duas porções de osso fresco provenientes de diferentes animais da mesma espécie. Foram cortadas e preparadas porções de tíbia de bovino.

Os ensaios foram realizados em dias diferentes para cada uma das porções.

Na figura 3.5 é apresentada uma das porções de osso preparadas para os experimentos.

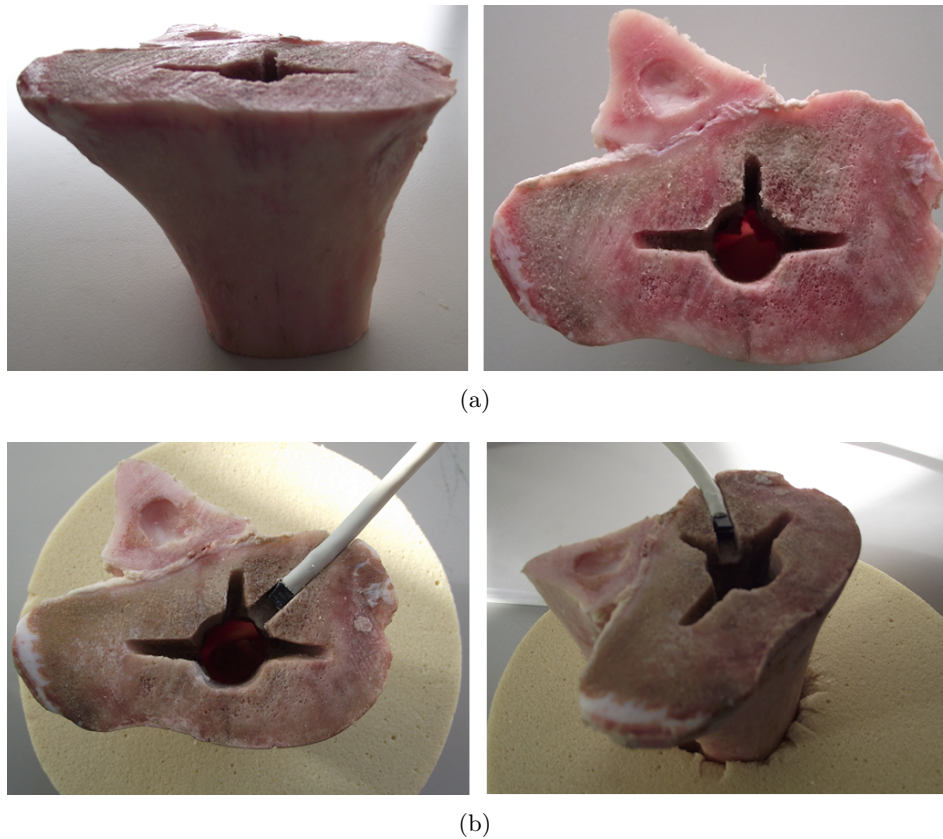


Figura 3.5: Porção de tíbia de bovino preparada para os ensaios: (a) Osso preparado com a cavidade para receber o prato tibial; (b) Osso pronto para os ensaios (Cavidades para o prato tibial e para o sensor de temperatura)

Para cada ensaio realizado o osso foi previamente aquecido a 32°C , numa estufa, durante cerca de duas horas, por forma a garantir a homogeneização da sua temperatura. Este valor baseia-se nos estudos efectuados por Larsen e Ryd que registaram as temperaturas da tíbia na interface cimento-osso em 30 artroplastias do joelho. Obtiveram uma média de 30°C (26°C - 36°C) medidos imediatamente antes de ser iniciado o processo de polimerização [43].

Cimento Ósseo Depuy CMW 3 Gentamicin

O cimento ósseo usado nos ensaios experimentais é o Depuy CMW 3 Gentamicin. A tabela 3.2 apresenta a constituição deste produto [44].

A porção líquida é incolor, inflamável e possui um odor característico. A par com a grande maioria dos cimentos de natureza acrílica comerciais, o seu principal componente é o monómero metilmetacrilato. A hidroquinona está presente no líquido para agir como estabilizador prevenindo polimerização prematura, que pode ocorrer quando o líquido é exposto a calor ou luz. N,N-dimetil-p-toluidina é adicionada para promover a polimerização do cimento após a mistura do líquido com a porção sólida (pó polimérico) [44].

Tabela 3.2: Composição do cimento ósseo CMW3.

	Substância	Quantidade
Porção Sólida	PMMA	83,88%
	Peróxido de Dibenzoilo	1,90%
	Sulfato de Bário	10,00%
	Sulfato de Gentamicina	4,22%
Porção Líquida	Metil Metacrilato	97,50%
	N,N-Dimetil-p-toluidina	2,50%
	Hidroquinona	75 ppm

Na realização dos ensaios a mistura do cimento foi efectuada manualmente com recurso a uma espátula e uma taça. Foram medidas, cuidadosamente, as quantidades das porções sólida e líquida necessárias à correcta mistura. Cada embalagem de sólido contém 20g de produto enquanto que o frasco de líquido contém 8,95g. Atendendo a estas quantidades, a mistura foi feita com uma proporção muito próxima de 2:1.

Tentaram ser respeitados os tempos de uso aconselhados pela fabricante do cimento ósseo. A figura 3.6 apresenta um diagrama temporal de operabilidade do cimento ósseo CMW3.

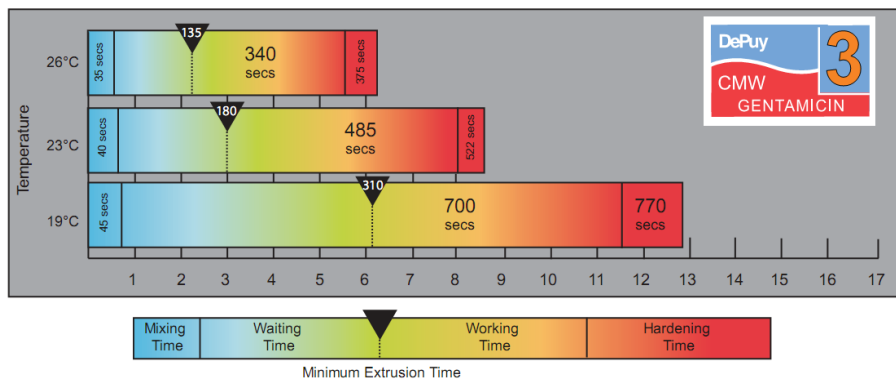


Figura 3.6: Tempos de operabilidade do cimento ósseo CMW3 Gentamicin [44].

Foram tidos em particular atenção os tempos de mistura e de espera até poder ser aplicado o cimento. Dado o facto de as temperaturas ambiente em cada um dos dias de ensaios terem sido sensivelmente 24 e 22°C, respectivamente, a temperatura de referência na avaliação dos tempos da figura 3.6 foi 23°C.

Colocação do prato tibial e respectivo aplicativo de controlo de temperatura

A pasta viscosa de cimento foi colocada no prato tibial ao fim de cerca de 3 minutos após a sua mistura (figura 3.7).

Por fim foi colocado o prato tibial comprimindo o cimento por forma a que a sua camada ficasse com uma espessura uniforme de cerca de 3 mm. A figura 3.8 apresenta a montagem final de um dos ensaios realizados.



Figura 3.7: Prato tibial com o cimento ósseo ainda em estado viscoso, pronto a ser aplicado na porção de tíbia.

Tipos de ensaios realizados

Nos testes finais do dispositivo foram aplicados 3 tipos de ensaios. Um, no qual foram apenas registadas as temperaturas durante a polimerização do PMMA, sem qualquer processo de controlo de temperatura. Outro, no qual foi pré-aquecido o prato tibial até serem detectados 36°C na sua face superior seguido do controlo a esta temperatura durante tempo indefinido. Num terceiro tipo de ensaio, foi pré-aquecido o prato tibial até 36°C , seguido do controlo a esta temperatura durante 90 segundos tendo sido accionado ao fim deste tempo o processo de arrefecimento contínuo do mesmo até à estabilização das temperaturas do sistema.

Estaria inicialmente previsto que a mudança entre estágios do processo de controlo de temperatura se desse de forma automática a partir da detecção, por parte dos sensores do prato tibial, da subida de temperatura do cimento inerente ao início da polimerização do PMMA. Porém, verificaram-se ocorrências inesperadas. Os sensores do prato tibial, acompanham bem a subida de temperatura do prato na sua fase de aquecimento, ou seja, quando o fluxo de calor gerado pelos TECs se dá no sentido dissipador-prótese. O problema surge na fase em que o sistema se encontra em espera até que os sensores do prato tibial detectem o calor proveniente da polimerização do cimento ósseo (2^o estágio do processo). Denotou-se, nesta fase, a completa insensibilidade por parte dos sensores do prato tibial em detectar qualquer tipo de variação de temperatura resultante do calor libertado pela polimerização. Vários factores poderão estar na origem destes acontecimentos. Um é o facto de, neste caso em concreto, o conjunto ser composto, para além de todo o sistema e prótese, por osso real (diferindo da 1^a montagem de teste do sistema, que era composta pelo suporte em espuma de poliuretano, material de reduzida condutividade térmica). Este contribuirá também para a condução do calor, fazendo com que esta não ocorra na sua totalidade no sentido cimento prótese. As temperaturas atingidas pela prótese serão então atenuadas fazendo com que os sensores colocados sobre esta não detectem estas variações.

Outra possível causa para este problema está relacionada com a montagem do aplicativo do prato tibial. Relembre-se que os sensores do prato tibial, apesar da tentativa de isolamento térmico para estes criada, encontram-se bastante próximos dos módulos termoelectrónicos.

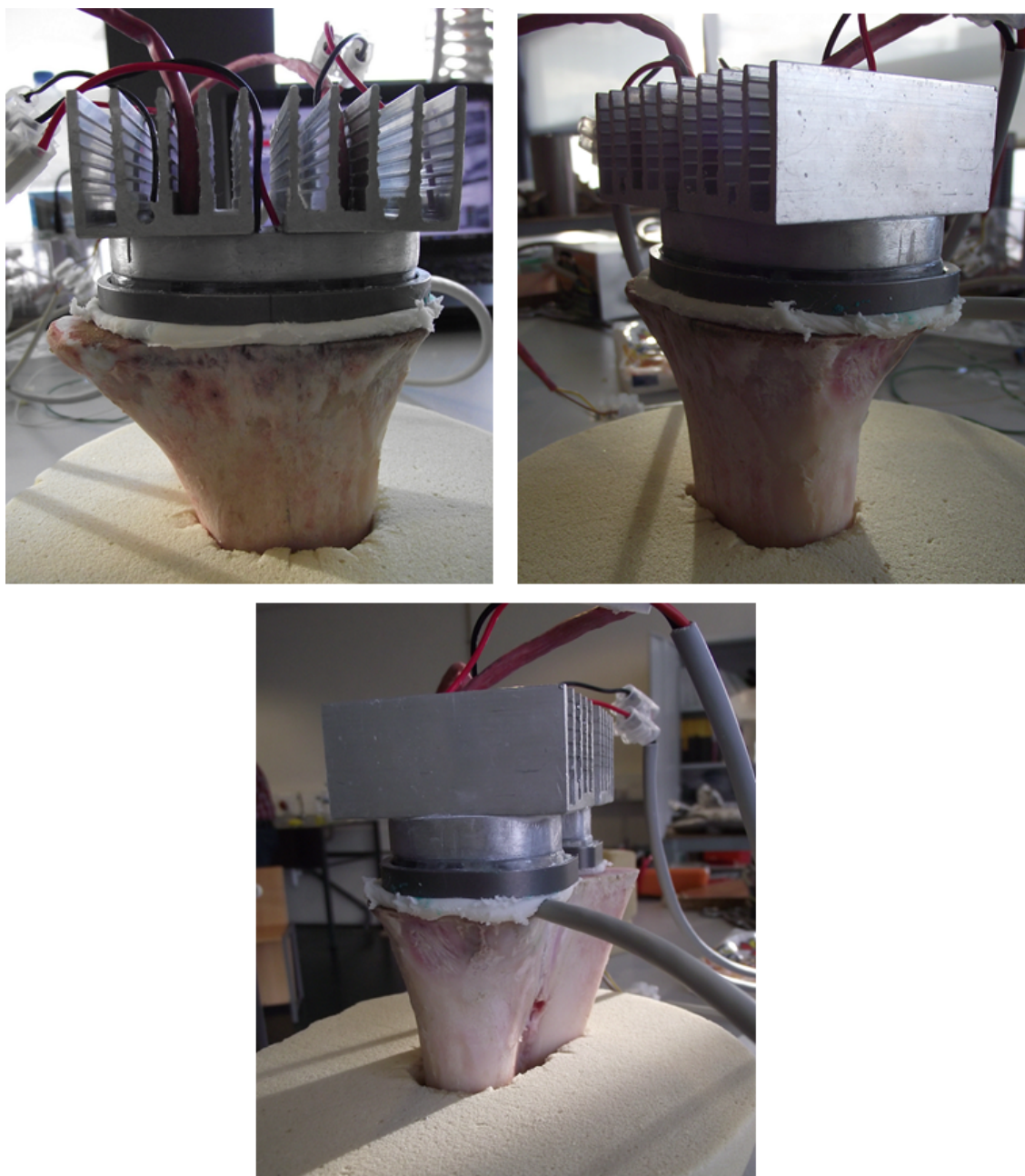


Figura 3.8: Uma das montagens finais para o teste experimental do dispositivo de controlo com osso fresco de bovino.

Pode, eventualmente, surgir daí a sua resposta térmica praticamente imediata quando os módulos termoelectrónicos se encontram em funcionamento contínuo. Acontecimento que não se verifica no estágio 2 em que os módulos actuam de forma interrompida para o controlo do conjunto a uma temperatura predefinida.

Foram tentados dois ensaios com o controlo do processo efectuado recorrendo unicamente a temperaturas limite. Verificou-se em ambos o mesmo acontecimento. A passagem do estágio

2 para o estágio 3 não ocorreu. No entanto estes ensaios tornam-se úteis para avaliar a forma como o pré-aquecimento do prato tibial afecta as temperaturas do cimento ósseo durante a sua polimerização.

3.2.2 Resultados e Discussão

Antes de se proceder à avaliação dos resultados obtidos com os ensaios experimentais realizados, será importante referir que o sensor inserido no cimento ósseo – apenas para informação da temperatura sem qualquer efeito no controlo do dispositivo – receberá a influência, não só da geração de calor durante a polimerização do cimento, mas também da condução de calor provocada pelo osso e pelo prato tibial. Repare-se que as dimensões do sensor são muito próximas da espessura de cimento empregue nos testes. Pode considerar-se que as temperaturas por este registadas serão o resultado de um equilíbrio de temperaturas entre o cimento e o osso, pois o sensor foi colocado numa cavidade criada na porção de tíbia (figura 3.5, (b)) com uma profundidade que corresponde a, sensivelmente, metade da sua espessura. Desta forma, podem considerar-se as temperaturas por este registadas como as temperaturas da interface cimento-osso.

Polimerização do cimento ósseo CMW3 sem actuação do dispositivo

As temperaturas registadas durante a polimerização do cimento ósseo sem a acção do aplicativo do prato tibial divergem significativamente comparando as duas porções de osso testadas. Ao passo que os valores máximos registados na porção 1 atingem os cerca de 53°C (figura 3.9), na porção 2 os valores máximos ficam aquém dos esperados registando-se uma temperatura máxima de cerca de 40°C (figura 3.10). Para o segundo teste foram efectuados 3 ensaios na tentativa de obter valores superiores de temperatura durante a polimerização, porém, em vão, pois as curvas de temperatura obtidas foram bastante idênticas às do gráfico da figura 3.10. Os valores obtidos em qualquer uma das curvas, revelam ser significativamente baixos quando comparados com outros estudos realizados – embora em condições distintas – como por exemplo Homsy *et al.* e Meyer *et al.*. Já comparando com os experimentos de Bihel *et al.*, Labitzke e Paulus, ou mesmo os de Wikman (intervenções sem irrigação com solução de Ringer) verifica-se uma concordância relativa entre os valores de temperaturas máximas obtidas, situando-se todos num intervalo entre 40°C a 53°C.

Se for ainda comparada a temperatura máxima obtida no ensaio do osso 1 com a temperatura máxima obtida na simulação numérica de Fukushima *et al.* (56°C), é verificada grande proximidade. Repare-se que a espessura de cimento é comum aos dois testes.

O comportamento por parte do cimento ósseo na experiência na qual foi usado a porção de osso 1 é algo inesperado. Porém, são algumas as variáveis que não foram controladas durante os ensaios e que podem ter ditado a obtenção destes resultados. Repare-se que a temperatura da sala no primeiro dia de ensaios (osso 1) rondava os 24°C, ao passo que no segundo (osso 2) a temperatura ambiente seria cerca de 22°C. Relacionada com estas variações de temperatura ambiente está a humidade relativa do ar que afecta a reacção de polimerização.

O facto de os testes terem sido efectuados em porções de osso diferentes é também um factor a ter em atenção. A possibilidade de serem provenientes de espécies diferentes e/ou diferentes idades pode também ter afectado os resultados, pois poderão ter propriedades diferentes, tais

como condutividade térmica, ou densidade, afectando todo o processo térmico ocorrido.

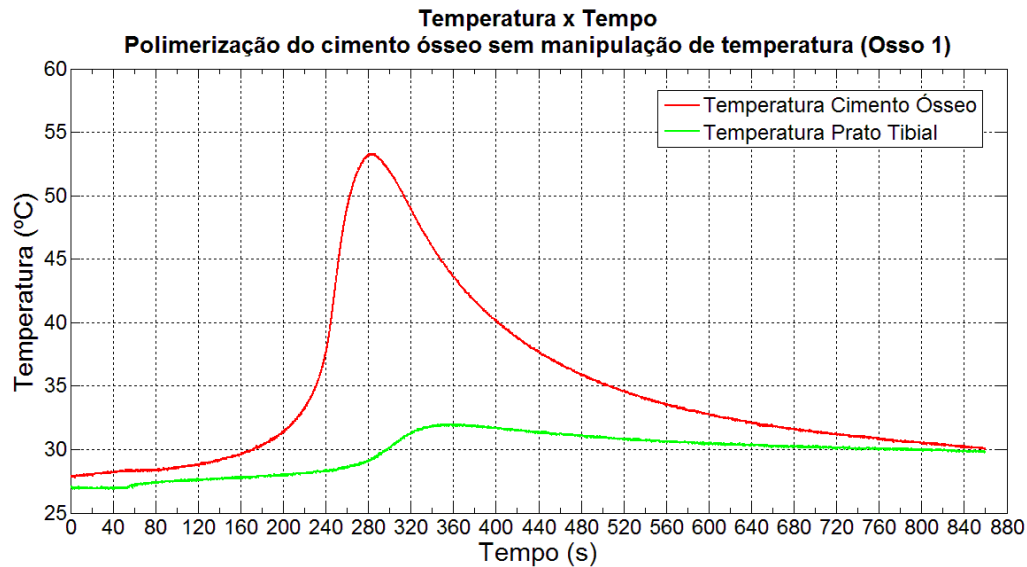


Figura 3.9: Temperaturas no cimento e na face superior do prato tibial durante a polimerização do cimento sem manipulação de temperaturas. Porção de osso 1.

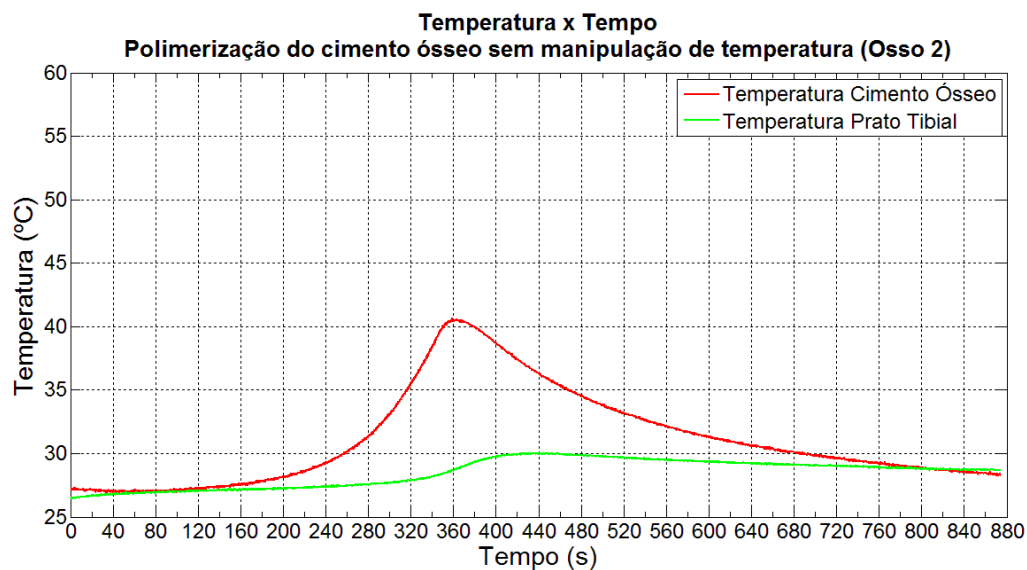


Figura 3.10: Temperaturas no cimento e na face superior do prato tibial durante a polimerização do cimento sem manipulação de temperaturas. Porção de osso 2.

Importante será também avaliar o comportamento dos sensores do aplicativo do prato tibial durante os ensaios. É possível verificar que estes detectam um aumento de temperatura quando a temperatura do cimento já atingiu o seu valor máximo. Note-se que as diferenças

de tempo no registo das temperaturas máximas entre os sensores do aplicativo e o sensor do cimento ósseo são 50 e 80 segundos para as porções de osso 1 e 2, respectivamente. Face a este acontecimento, devido à tardia reacção dos sensores ao aumento de temperatura do cimento, começou a premeditar-se a impossibilidade do uso da temperatura medida por estes medida para efectuar a mudança do estágio 2 para o estágio 3 (estágio de arrefecimento contínuo).

Polimerização do cimento ósseo CMW3 com pré-aquecimento do prato tibial

Como foi já referido, este tipo de ensaio surgiu face aos problemas verificados por parte dos sensores da face superior do prato tibial na sua incapacidade de detectarem o aumento de temperatura proveniente da reacção exotérmica do PMMA. Nestes testes estaria prevista a mudança entre os estágios 2 e 3 quando fosse detectada uma temperatura de 38°C por parte destes sensores. Observando os gráficos das figuras 3.11 e 3.12 verifica-se que o processo permanece no estágio de controlo de temperatura do prato a 36°C durante toda a polimerização do cimento pois não é detectado pelos sensores do dispositivo o aumento de temperatura proveniente da polimerização. Porém, os ensaios tornaram-se úteis para mostrar de que forma o pré-aquecimento do prato tibial influencia a polimerização do cimento.

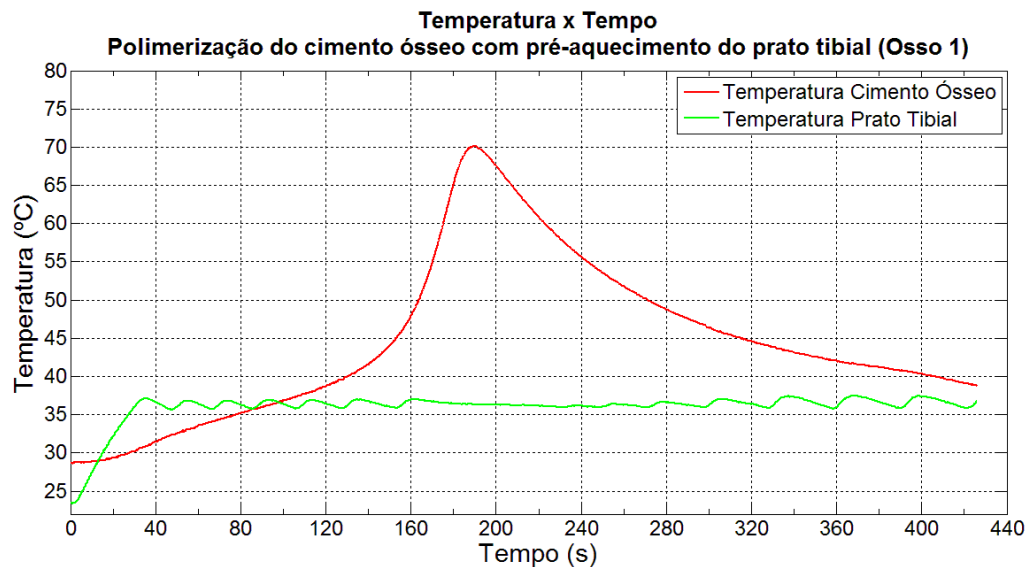


Figura 3.11: Temperaturas do cimento ósseo e da face superior do prato tibial durante a sua polimerização com pré-aquecimento do prato tibial. Porção de osso 1.

Foram registadas as temperaturas máximas de cerca de 70°C e 63°C para os ensaios efectuados com a porção de osso 1 e porção de osso 2, respectivamente. Novamente são registados valores mais baixos na porção de osso 2. Denota-se também que o auge de libertação de calor por parte do cimento ocorre mais tarde para este ensaio. Na causa destes acontecimentos poderão estar novamente os factores referidos na secção anterior (temperaturas da sala, humidade relativa, densidades e condutividades térmicas do osso).

Numa avaliação generalista, comparando com as temperaturas registadas nos ensaios em que não é aplicada qualquer acção do dispositivo (figuras 3.9 e 3.10), verifica-se que o pré-aquecimento do prato tibial provoca o aumento das temperaturas máximas atingidas durante

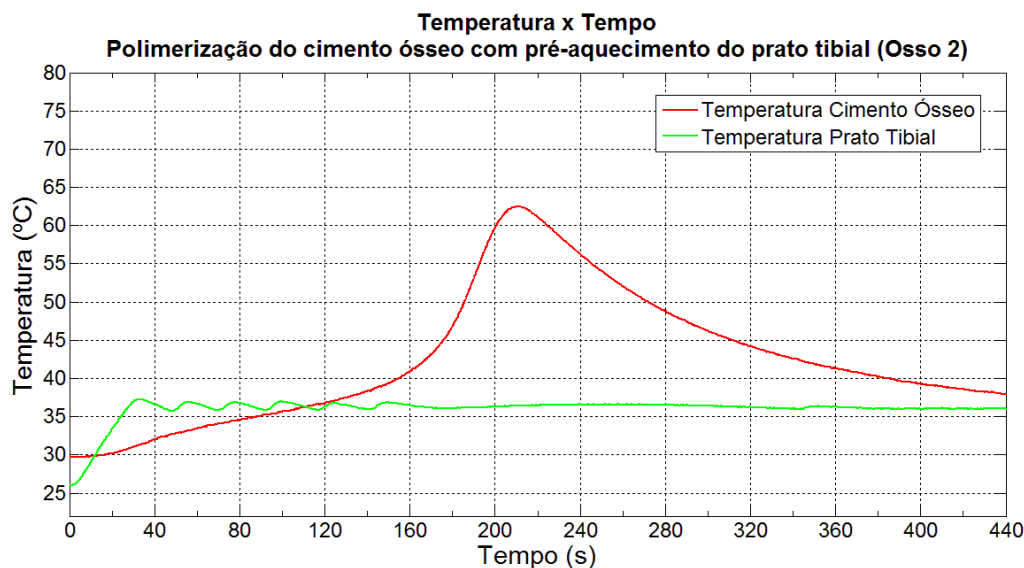


Figura 3.12: Temperaturas do cimento ósseo e da face superior do prato tibial durante a sua polimerização com pré-aquecimento do prato tibial. Porção de osso 2.

a polimerização do cimento ósseo.

Indo ao encontro de literatura publicada na temática em estudo, lembrando os estudos de Iesaka *et. al.* por exemplo, este acontecimento torna-se, viável no que diz respeito às propriedades mecânicas do cimento ósseo, aumentando a eficiência da sua polimerização na interface cimento-prótese. Vindo a fonte de calor da face do prato tibial, o pré-aquecimento reduz consequentemente a formação de porosidade nesta zona. Contudo, avaliando as temperaturas obtidas, claramente se conclui que este procedimento revela ser altamente prejudicial para o tecido ósseo, expondo-o a temperaturas de risco durante tempos suficientes para que seja verificada a ocorrência de necrose térmica.

Polimerização do cimento ósseo CMW3 com processo total de controlo de temperatura

Com o problema verificado na mudança entre estágios do processo de controlo de temperatura, viria a ser inevitável o uso da função dos tempos limite, conferida pelo programa de controlo do dispositivo. Como base de orientação para saber, com relativa precisão, os tempos limite ideais a definir para cada estágio, procedeu-se à análise dos ensaios nos quais foi efectuado o pré-aquecimento do prato tibial. Estes devem fornecer a informação mais fiel para avaliar qual o momento mais viável para forçar os TECs a inverterem o fluxo de calor. Após a análise, conclui-se que a melhor opção seria inverter a corrente que alimenta os TECs cerca de 90 segundos após término do 1º estágio (aquecimento contínuo), cerca de 30 segundos antes de ser verificado o início da subida acentuada de temperaturas. Tal decisão visa a tentativa de aplicar a função de arrefecimento ao conjunto, instantes antes da fase de maior intensidade da polimerização do cimento para garantir, de alguma forma, que o efeito ocorra precisamente durante esta fase. É importante frisar que o sistema possui alguma inércia térmica, contribuindo para que os efeitos provenientes da alteração do estado

dos TECs não sejam imediatos (a condução de calor até à face inferior do prato tibial tem tempos associados). Neste instante, a temperatura do cimento ósseo ronda já os 37°C , factor implicativo também para ser iniciado o arrefecimento do conjunto (figuras 3.13 e 3.14).

Observando os gráficos obtidos para as duas porções de osso, é possível constatar a extrema semelhança no comportamento do sistema nos dois ensaios em questão. Em ambos, o processo de pré-aquecimento do prato tibial teve uma duração de cerca de 38 segundos. As temperaturas máximas registadas têm valores bastante próximos (51°C para a porção de osso 1 e 49°C para a porção de osso 2, sensivelmente).

Novamente é verificada a completa apatia dos sensores da face superior do prato tibial na detecção do aumento de temperatura provocado pela polimerização do cimento ósseo.

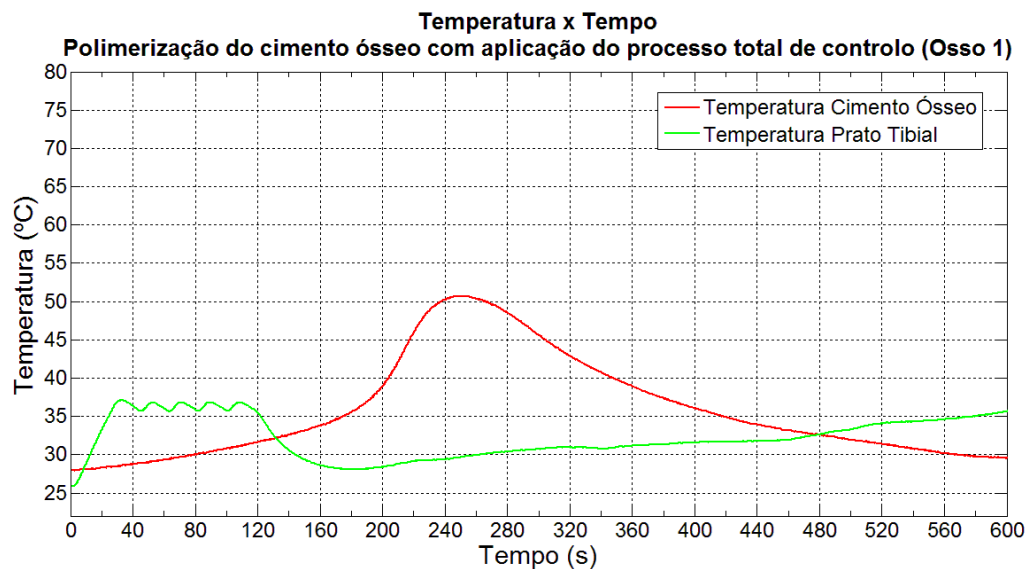


Figura 3.13: Temperaturas do cimento ósseo e da face superior do prato tibial durante a sua polimerização com processo total de controlo de temperatura. Porção de osso 1

A polimerização do cimento no ensaio do osso 1 dá-se mais cedo comparativamente ao ensaio do osso 2, registando-se o máximo de temperatura cerca de 40 segundos antes (250 segundos após o início do processo).

Comparação das temperaturas no cimento para os vários tipos de ensaio realizados

Para uma apreciação mais clara dos resultados obtidos foram sobrepostas as curvas de temperatura registadas no cimento ósseo nos diferentes ensaios realizados. O gráfico da figura 3.15 apresenta estas curvas.

Pela análise do gráfico, conclui-se que a aplicação do processo total de controlo (aquecimento contínuo seguido de estabilização seguido de arrefecimento contínuo) de temperatura provoca uma baixa significativa das temperaturas máximas ocorridas durante a polimerização do cimento (comparativamente com os ensaios do pré-aquecimento do prato tibial), contribuindo também para uma atenuação do declive das curvas de polimerização nas fases de maior lib-

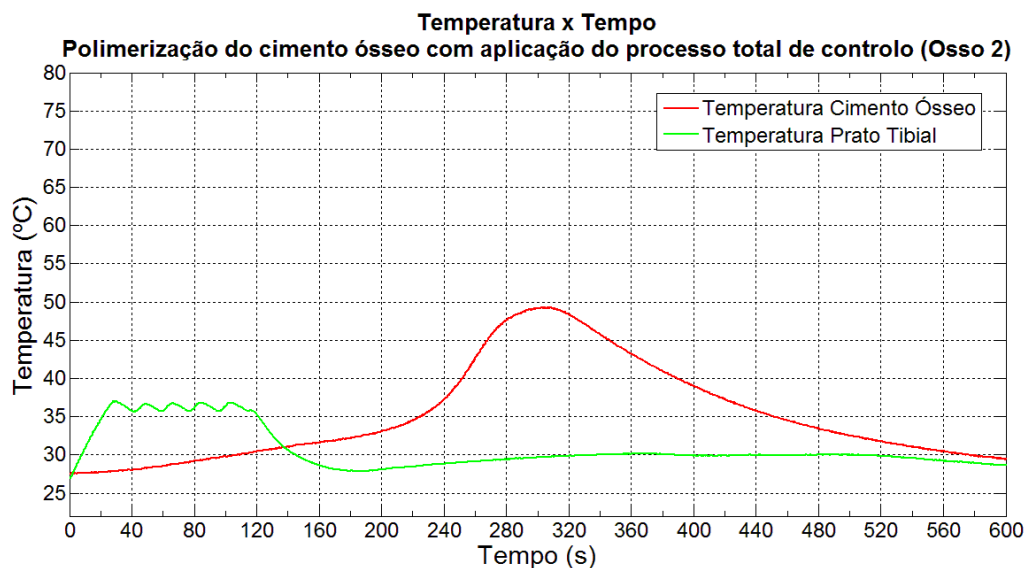


Figura 3.14: Temperaturas do cimento ósseo e da face superior do prato tibial durante a sua polimerização com processo total de controle de temperatura. Porção de osso 2

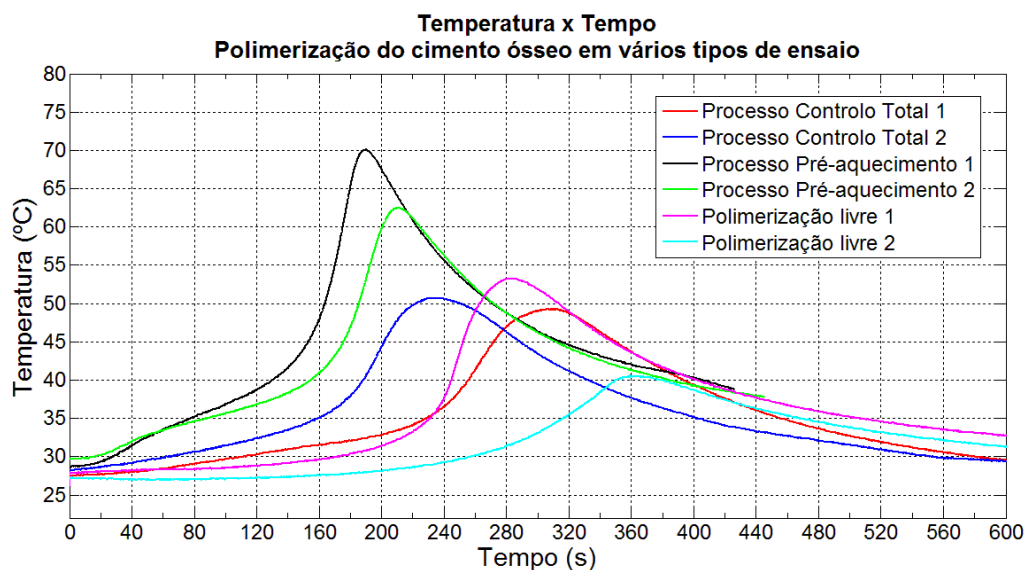


Figura 3.15: Temperaturas do cimento ósseo em vários processos de controle aplicados

ertação de calor. Verifica-se também que a polimerização ocorre mais tarde para estes ensaios, comparativamente aos do pré-aquecimento do prato tibial.

Comparando os ensaios de polimerização livre com os de controle total do processo (osso 1), são verificadas semelhanças significativas. As temperaturas máximas atingidas são próximas, bem como o comportamento das curvas de temperatura. Ainda assim, é verificado um valor de temperatura máxima mais baixo para o processo total de controle. Verifica-se que a polimerização ocorre também mais cedo para este caso. Conclui-se assim, que o uso do

dispositivo de controlo de temperatura no seu processo total de controlo pode não trazer diferenças significativas no que diz respeito às temperaturas de polimerização, no entanto, se se for ao encontro de alguns estudos publicados, como os de Hsieh et. al., constata-se que o dispositivo, devido ao pré-aquecimento que produz no prato tibial, provocará uma polimerização mais eficaz na interface cimento-prato, diminuindo a percentagem de porosidade nesta zona, para além de que pode ser conseguido um aumento das tensões de corte no cimento. Este processo poderá então ser viável na longevidade da artroplastia cimentada do joelho.

Nestes ensaios, as temperaturas máximas atingidas rondam os 50°C. Se for tida por base a curva desenvolvida por Moritz e Henriques (1947) para tomar as devidas conclusões quanto ao surgimento de necrose térmica, verifica-se que deixa de existir o risco do seu aparecimento, pois segundo a curva, para temperaturas até sensivelmente 50°C não existe essa possibilidade, independentemente do tempo a que o tecido ósseo é exposto.

Para uma compreensão mais clara dos resultados obtidos nos ensaios realizados, observe-se a tabela 3.3 na qual são apresentados os principais valores de temperatura atingidos bem como tempos de referência.

Tabela 3.3: Principais valores obtidos nos ensaios de polimerização do PMMA.

Tipo de Ensaio	Porção de Osso	Temperatura Máxima (°C)	Instante Tmax (s)	Período acima dos 50°C (s)	Período acima dos 55°C (s)	Temperatura da sala (°C)
Sem manipulação de temperatura	Osso 1	53,2	288	50	-	22
	Osso 2	40,5	360	-	-	24
Pré-aquecimento do prato tibial	Osso 1	70	207	110	72	22
	Osso 2	62,6	212	90	50	24
Processo total de Controlo	Osso 1	50,7	250	25	-	22
	Osso 2	49,3	306	-	-	24

É importante dar ênfase à temperatura máxima obtida no ensaio com aquecimento inicial do prato tibial efectuado com a porção de osso 1. Foi registado um valor máximo de aproximadamente 70°C. Segundo Lundskog (1972), a exposição do tecido ósseo a valores de temperatura desta grandeza é suficiente para inviabilizar a sua regeneração após o dano térmico. Analisando a curva de Moritz e Henriques, verifica-se que um tempo de exposição do osso de menos de um segundo a uma temperatura de 70°C é suficiente para causar necrose de origem térmica neste tecido.

A temperatura máxima atingida no cimento para o segundo ensaio nestas condições (pré-aquecimento do prato tibial, osso 2) supera os 63°C. Para além de que são registadas temperaturas acima dos 55°C durante cerca de um minuto (entre os 190 e os 250 segundos, sensivelmente). Se for, novamente, tomada por base a curva, referente à necrose térmica, de Moritz e Henriques (1947), conclui-se que nesta situação existe a forte probabilidade de ocorrência de necrose de origem térmica no tecido ósseo, tanto nos osteócitos como a nível vascular.

Se forem analisadas as temperaturas obtidas nos ensaios com os estudos desenvolvidos por Eriksson e Albrektsson (1984) (secção 2.3), os únicos ensaios nos quais não há qualquer influência das temperaturas na regeneração óssea são aqueles em que é usada a porção de osso 2 no processo de polimerização livre e no processo total de controlo, pois não é registada

qualquer temperatura igual ou superior a 50°C.

Outra conclusão obtida acerca da actuação do dispositivo de controlo de temperatura, é o facto de este tornar a polimerização do cimento ósseo mais regular e, por isso, previsível, revelando desta forma ser um sistema que viabiliza o controlo da cura do cimento consoante os objectivos do seu utilizador. Repare-se nas diferenças significativas entre as curvas de temperatura das duas porções do osso, sem acção do dispositivo, e de como a sua intervenção (aquecimento seguido de arrefecimento) as torna com registos idênticos. As temperaturas máximas atingidas passam a apresentar valores bastante próximos (50°C e 49°C para ossos 1 e 2, respectivamente). Apesar de estas serem registadas em instantes de tempo distintos (diferença de cerca de 80 segundos), o comportamento geral das temperaturas nas duas porções de osso apresenta similaridades, atingindo a mesma temperatura de equilíbrio aos cerca de 600 segundos (aproximadamente 30°C).

Capítulo 4

Simulação Numérica dos gradientes de temperatura no osso (MEF)

Com o objectivo de tomar conhecimento da distribuição de temperaturas, no tecido ósseo, foi realizada uma simulação numérica, pelo método dos elementos finitos. Para o efeito foi usado o software Abaqus 6.7.1 da distribuidora *Dassault Systèmes*. As simulações permitem também, e igualmente importante, conhecer os efeitos da acção do dispositivo de controlo de temperatura, bem como a sua influência directa nas interfaces de interesse do na análise a efectuar (cimento-implante e cimento-osso).

Foram efectuadas duas simulações. Uma com a polimerização do cimento ósseo sem qualquer acção do aplicativo do prato tibial e outra, na qual é aplicado o processo total de controlo de temperatura (pré-aquecimento do prato tibial seguida de estabilização de temperatura, terminando com o arrefecimento contínuo até ao fim da simulação). Ambas as simulações foram efectuadas para um tempo total de 600 segundos.

4.1 Materiais e Métodos

Os componentes foram modelados no software de CAD 3D *Catia V5 R18* da distribuidora *Dassault Systèmes*. Neste software, foram também criadas as malhas de elementos finitos para cada componente. Posteriormente foi realizada a simulação por método de elementos finitos no software Abaqus 6.7.1.

Na figura 4.1 são apresentados os componentes utilizados na simulação com as respectivas malhas de elementos finitos.

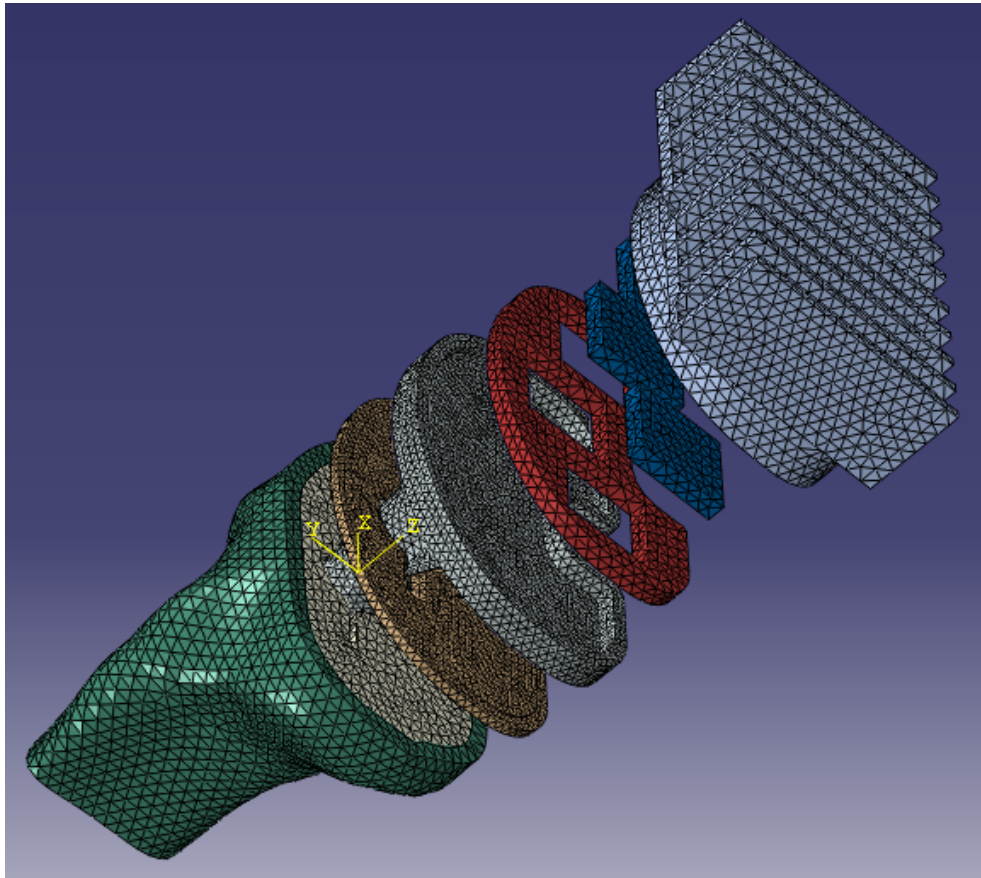


Figura 4.1: Componentes usados na simulação e respectivas malhas de elementos finitos.

4.1.1 Malhas de elementos finitos

A tabela 4.1 apresenta as características das malhas de elementos finitos criadas para cada um dos componentes.

Tabela 4.1: Características das malhas de elementos finitos de cada componente da simulação numérica.

Componente	Tipo de elemento	Tipo de integração	Dimensão média de cada elemento (mm)	Nº total de nós	Nºtotal de elementos
Tíbia cortical	Tetraédrico	Linear	3	4105	15226
Tíbia Esponjosa			3	4024	17183
Cimento ósseo			2	3253	11522
Prato tibial			2	20648	5590
Placa acrílica			3	2429	844
TECs			3	1875	600
Placa Alumínio+Dissipador			3	5226	17426

4.1.2 Propriedades dos materiais

Foi tomado como pressuposto que as propriedades dos materiais não se alteram com a variação de temperatura. Os valores apresentados na tabela 4.2 são referentes a uma temperatura de 27°C.

Tabela 4.2: Propriedades dos materiais usados na simulação numérica[41; 42; 45; 16].

Material	Condut. Térmica (W/m.°C ⁻¹)	Calor específico (J/kg.°C ⁻¹)	Densidade (kg/m ³)
Osso cortical	0,8	1700	1860
Osso esponjoso	0,29	2292	1300
Alumínio	237	875	2700
Titânio	21,9	522	4500
Acrílico	0,2	460	1190
Cerâmica (faces dos TECs)	30	880	3960
Cimento ósseo	0,2	expressão 4.2	1190

4.1.3 Propriedades de contacto e interacções

Todos os contactos foram considerados ideais (ausência de resistência térmica de contacto), excepto nas interfaces cimento-osso e cimento-prato tibial, para as quais foram definidas propriedades de contacto baseadas nas usadas por Huiskes *et. al.* (1980) (tabela 4.3).

Tabela 4.3: Propriedades de contacto de algumas interfaces [46].

Interface	Condutância térmica de contacto (W/m ² °C ⁻¹)
Cimento-osso	1000
Cimento-Prato tibial	10000

Foi ainda definida a interacção do dissipador de calor com o ar, com um coeficiente de convecção de 10 W/m²°C⁻¹, valor típico para convecção livre.

4.1.4 Condições de fronteira

Como condições iniciais nas simulações foi aplicada uma temperatura inicial no osso de 32°C e uma temperatura inicial de 24°C nos restantes componentes da simulação.

4.1.5 Cargas térmicas aplicadas

Cimento Ósseo

Face a toda a complexidade na criação de um modelo matemático que caracterize a exotermia da polimerização do PMMA, foi, neste trabalho, efectuado o cálculo da geração de calor tomando como base o princípio de variação do calor sensível de um corpo (expressão 4.1).

$$Q = mc \frac{\partial T}{\partial t} \quad (4.1)$$

Em que Q é a taxa de calor gerada (W), m é a massa do corpo (kg), c é o calor específico do material ($\text{J/kg}\cdot\text{C}^{-1}$) e $\frac{\partial T}{\partial t}$ é o gradiente de temperatura em função do tempo.

A curva da potência do cimento foi calculada recorrendo à equação 4.1 e à curva de temperaturas obtida experimentalmente na polimerização do cimento ósseo sem controlo de temperatura para a porção de osso 1 (figura 3.9).

Nos cálculos efectuados, foi considerado, tal como na literatura, o calor específico do corpo (cimento ósseo no caso) como sendo dependente da respectiva temperatura. A sua variação é obtida a partir da expressão [47; 46]:

$$c = 1,25e3 + 6,5T \quad (4.2)$$

Em que T é a temperatura em $^{\circ}\text{C}$.

Note-se que foi tomada a simplificação de desprezar o calor latente associado à mudança de estado do cimento ósseo durante a sua polimerização. Encontrando-se este, inicialmente, em estado de elevada viscosidade, foi tomado como pressuposto que a mudança para estado sólido (vitificação) não afecta significativamente o calor inerente à polimerização.

Com este procedimento foi obtida a taxa de calor (W) gerada ao longo de todo o ensaio. Posteriormente foram divididos os valores obtidos pelo volume de cimento ósseo usado na simulação ($8,6 \times 10^{-6} \text{ m}^3$) por forma a obter esta taxa em W/m^3 . A figura 4.2 apresenta a curva de potência calculada a partir das temperaturas registadas durante o ensaio.

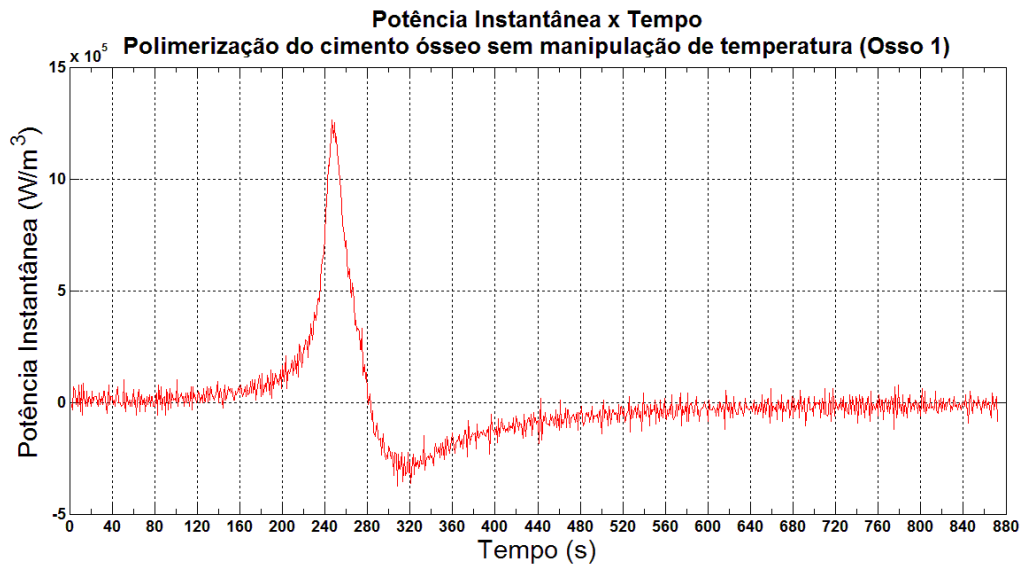


Figura 4.2: Taxa de geração de calor do cimento ósseo usada no ensaio experimental da sua polimerização sem controlo de temperatura (porção de osso 1).

É importante salientar os valores negativos obtidos na curva, resultantes do intervalo no qual a temperatura do cimento está a decrescer. No entanto estes valores tornam-se incoerentes se for tido em conta que se está a tentar reproduzir a taxa de calor gerado pelo cimento. Na

realidade, neste intervalo de tempo, o cimento deixa simplesmente de libertar calor. Desta forma todos os valores negativos obtidos foram tornados nulos.

Após a aplicação da curva no software de simulação, verificou-se que esta seria composta por valores demasiado baixos, uma vez que as temperaturas obtidas seriam significativamente baixas, comparativamente às do procedimento experimental (cerca de 42°C contra 53°C, respectivamente). Na origem de tais discrepâncias estará o facto de as temperaturas obtidas no ensaio experimental receberem a influência da temperatura do osso devido à posição do sensor próximo da interface cimento-osso, não detectando este as temperaturas máximas ocorridas no manto do cimento. Outra razão é a dissipação de calor provocada pelos componentes que estão em contacto com o cimento, não deixando que este atinja temperaturas tão elevadas como o esperado. Tais factos fazem com que a curva de calor gerado obtida apresente valores mais baixos que os que na realidade ocorrem. Seriam esperados, portanto, valores de potência bastante superiores aos calculados.

Perante o sucedido, foi tomada a decisão de aplicar à taxa de geração de calor do cimento um factor de multiplicação de 4, para que se verificassem temperaturas máximas na face de contacto do cimento com o osso superiores a 50°C (tomando como referência as temperaturas máximas obtidas no ensaio experimental de polimerização livre com a porção de osso 1). Relembre-se que o principal objectivo da simulação numérica é mostrar, ao longo do ensaio, qual o impacto da actuação do dispositivo de controlo na distribuição de temperaturas do prato tibial e consequentemente nas interfaces cimento-osso e cimento-implante. Desta forma, para efeitos da simulação, mais importante que quantificar de modo concreto o calor libertado pelo cimento ósseo durante a sua polimerização e consequentes temperaturas ocorridas, será obter uma curva que caracterize temporalmente o comportamento exotérmico do cimento ósseo.

A figura 4.3 apresenta a curva de potência usada na simulação numérica. Verifica-se um máximo de 510^6 W/m^3 . Repare-se que a polimerização se dá, praticamente na sua totalidade, durante cerca de 100 segundos (entre os 180 e os 280 segundos).

Antes do pressuposto tomado, foi tentado o uso de outras curvas, teóricas, apresentadas por outros autores como Radev *et. al.* (2009), por exemplo, que no seu estudo numérico considerou a taxa de geração de calor como uma função triangular com um declive de $\pm 34 \times 10^5 \text{ W/m}^3$ durante 100 segundos com o seu pico máximo aos 50 segundos (figura 4.4) [48]. Porém, com a aplicação desta curva, os valores registados na simulação foram incoerentes, tendo sido atingidas temperaturas de cerca de 600°C. Porém, se forem comparadas a curva de Radev *et. al.* com a curva usada na simulação, verifica-se similaridade no comportamento, sendo, em ambas, gerada, a grande maioria, da quantidade de calor durante 100 segundos sob uma forma aproximadamente triangular.

Foi calculada a totalidade do calor libertado segundo os valores de potência usados nas simulações, obtendo-se o valor de $1,9 \times 10^8 \text{ J/m}^3$. Estudos já efectuados, reportam o valor total do calor libertado pelo cimento durante a sua polimerização com valores que variam entre $1,4 \times 10^8 \text{ J/m}^3$ e $1,4 \times 10^8 \text{ J/m}^3$ [41], sendo estes da mesma ordem de grandeza que o valor obtido a partir da curva de potência usada na simulação numérica.

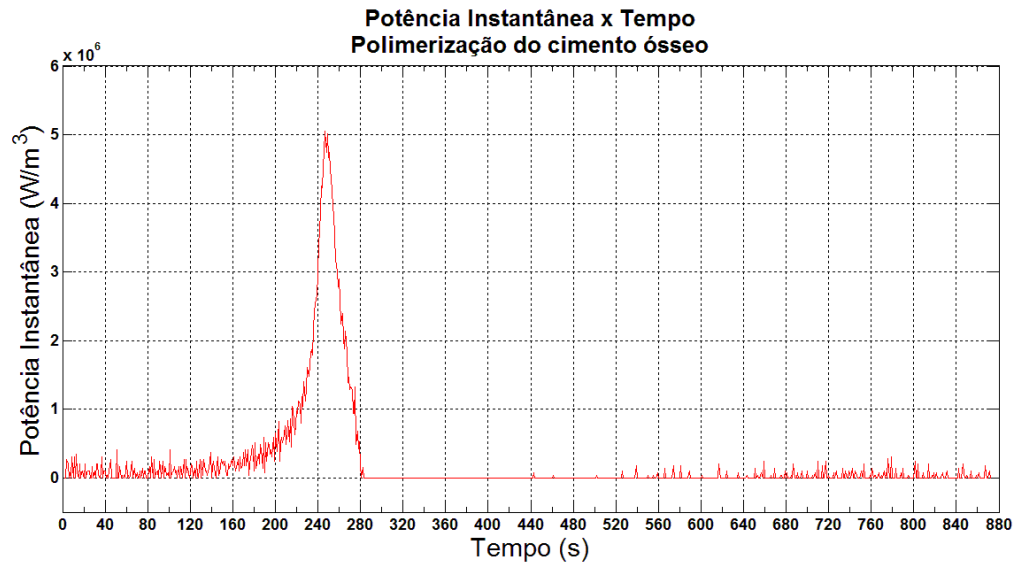


Figura 4.3: Taxa de geração de calor do cimento ósseo usada na simulação numérica (MEF).

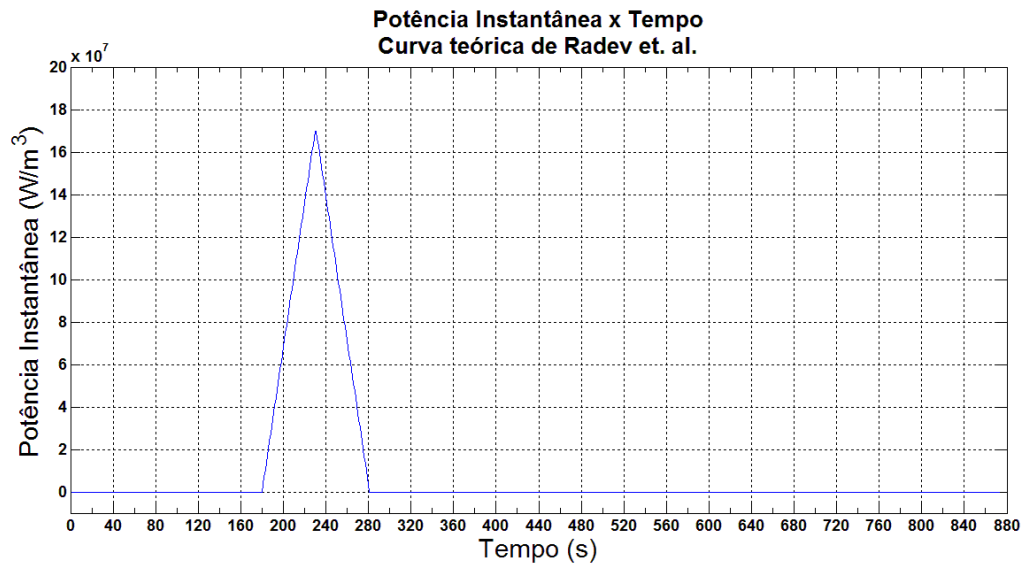


Figura 4.4: Taxa de geração de calor baseada na curva usada por Radev *et. al.* nas suas simulações numéricas [48].

Módulos termoelétricos de refrigeração

Foi aplicado o fluxo de calor teórico máximo que os TECs conseguem gerar, considerando as condições ideais nas quais estes operam em Azoto seco (figura B.3). Para os TECs usados no aplicativo (DT3-6) este fluxo apresenta um valor de 14 W. Sabendo a área da superfície de cada TEC, obteve-se o fluxo superficial de calor gerado por unidade de área, apresentando este o valor aproximado de 28000 W/m².

Na simulação com controlo de temperatura, tentaram simular-se os vários estágios de fun-

cionamento dos TECs. Tentou-se assim activar/desactivar ou inverter a acção dos TECs com a manipulação dos fluxos de calor nas suas faces. Baseado no que ocorreu nos ensaios experimentais, foi aquecido, continuamente, o prato tibial durante os 30 segundos iniciais, por forma a que a superfície superior deste atingisse os 36°C. Posteriormente foi simulado o estado de funcionamento interrompido dos TECs, no qual se tenta manter esta superfície nestes valores de temperatura, durante 90 segundos. Por fim, foi aplicado, tal como nos ensaios experimentais, o arrefecimento contínuo dos TECs, até ao fim do ensaio.

4.2 Resultados e Discussão

4.2.1 Polimerização do cimento ósseo sem manipulação de temperaturas

Na figura 4.5 é apresentada a distribuição de temperatura na face do cimento ósseo em contacto com a tibia no instante no qual é registada a temperatura máxima. Repare-se que as temperaturas máximas registadas no cimento ósseo (67,5°C, aproximadamente), correspondem a zonas que não estão em contacto com o osso (zona periférica inferior direita), uma vez que não ocorre a dissipação do seu calor. Assim, será importante focar as temperaturas máximas na área de contacto do cimento com o osso, que em alguns pontos chegam a atingir os 57°C, sensivelmente.

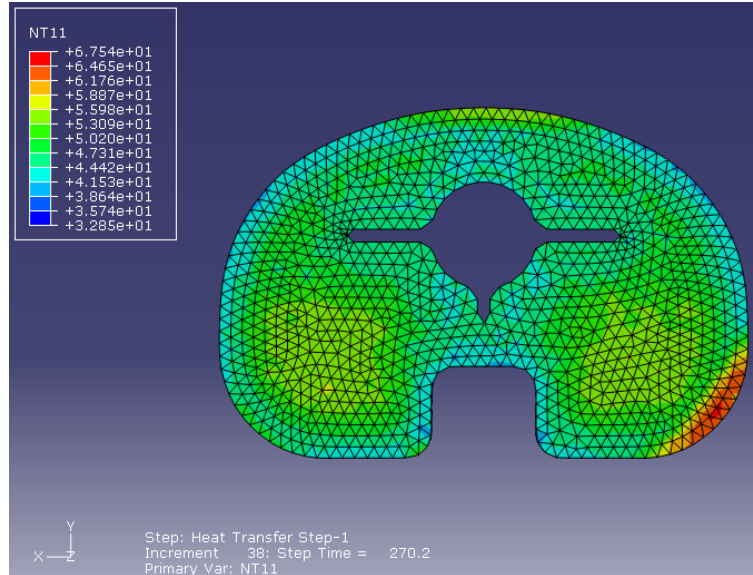


Figura 4.5: Distribuição de temperaturas (°C) na face do cimento ósseo em contacto com a tibia no instante de temperatura máxima. Polimerização sem controlo de temperatura.

É possível verificar, pela figura 4.6 que as temperaturas do cimento na interface cimento-prato tibial são significativamente menores que as da interface cimento-osso (distribuindo-se, maioritariamente entre os 33°C e os 44°C). Esta tendência foi verificada não só neste instante mas ao longo de toda a simulação. É importante focar este aspecto pois, se for tida em conta a influência da temperatura para catalizar a polimerização do cimento, e se for focado o intervalo de tempo decorrido antes do início da mesma, conclui-se que esta se inicia, então, junto da interface cimento-osso.

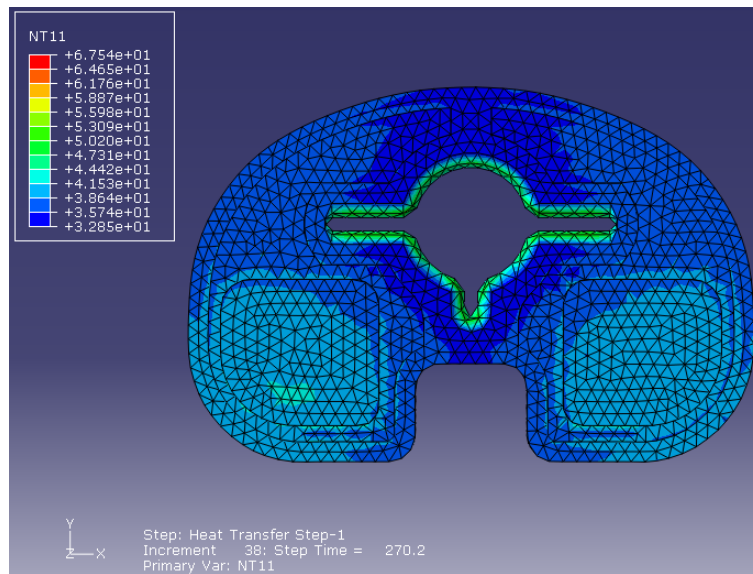


Figura 4.6: Distribuição de temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) na face do cimento ósseo em contacto com o prato tibial no instante de temperatura máxima. Polimerização sem controlo de temperatura.

Pela forma como foram obtidos os valores relativos ao fluxo de calor gerado pelo cimento durante a sua polimerização, torna-se difícil precisar se as temperaturas simuladas estão próximas da realidade. No entanto seja lembrado que um dos principais objectivos da simulação numérica é dar a conhecer qual o impacto do dispositivo nas temperaturas do conjunto prótese, cimento e osso.

As temperaturas máximas verificadas no osso na sua face de contacto com o cimento ocorrem no mesmo instante que no cimento, atingido o valor máximo de $53,6^{\circ}\text{C}$, valor mais baixo que os ocorridos no cimento para as mesmas zonas de contacto. Comparando as figuras 4.5 e 4.7 é possível verificar uma diferença de temperaturas entre 3 a 5°C , nas zonas de actuação dos TECs medial e lateral entre as duas superfícies referidas.

4.2.2 Polimerização do cimento ósseo com aplicação do processo total de controlo de temperatura

A figura 4.8 mostra a distribuição de temperaturas (face em contacto com a tibia) no instante em que é registada a temperatura máxima no cimento ósseo.

Mais uma vez são verificadas as temperaturas máximas numa zona do cimento que não se encontra em contacto com qualquer outro corpo. É importante focar as temperaturas atingidas nas zonas de contacto apenas, apresentando estas valores que variam entre os 47 e os 52°C nas áreas de actuação dos TECs e entre 30 e 40°C nas áreas restantes (valores mais baixos que os verificados na simulação sem controlo de temperatura).

Curioso é o facto de a temperatura máxima no cimento ósseo ser registada aos 260 segundos, 10 segundos antes da ocorrência da temperatura máxima na tibia.

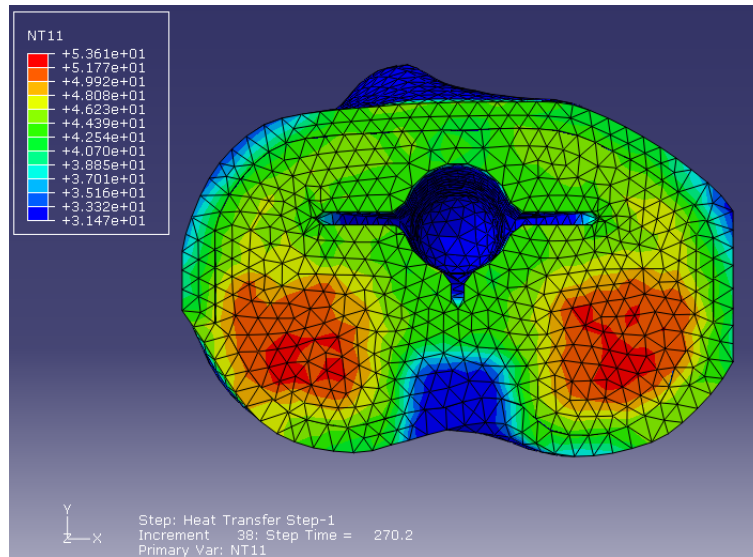


Figura 4.7: Distribuição de temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) na face da tíbia em contacto com o cimento ósseo no instante de temperatura máxima. Polimerização sem controlo de temperatura.

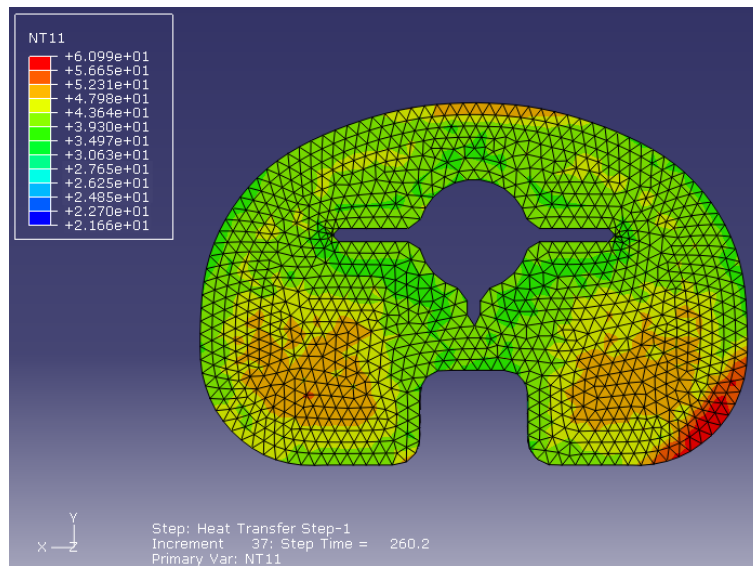


Figura 4.8: Distribuição de temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) na face do cimento ósseo em contacto com a tíbia no instante de temperatura máxima. Polimerização com controlo de temperatura.

4.2.3 Considerações finais

Para uma mais clara avaliação da influência da actuação do dispositivo, foi seleccionado um mesmo nó da malha de elementos finitos da tíbia (um dos nós que sofreu maiores temperaturas), pertencente à sua face de contacto com o cimento ósseo e foram traçados os gráficos de variação da sua temperatura para a polimerização do cimento com e sem actuação do prato tibial. A figura 4.10 mostra as curvas em questão.

Denotam-se algumas diferenças nas temperaturas de cada simulação. A primeira a salientar

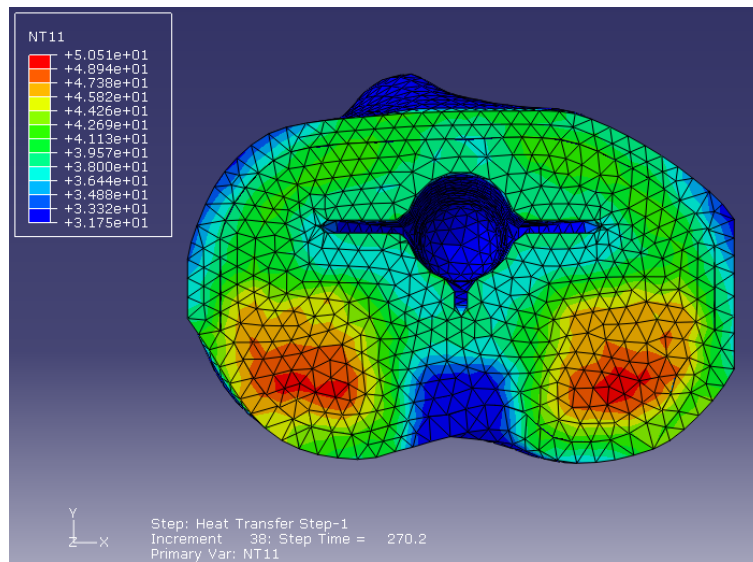


Figura 4.9: Distribuição de temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) na face da tíbia em contacto com o cimento ósseo no instante de temperatura máxima. Polimerização com controlo de temperatura.

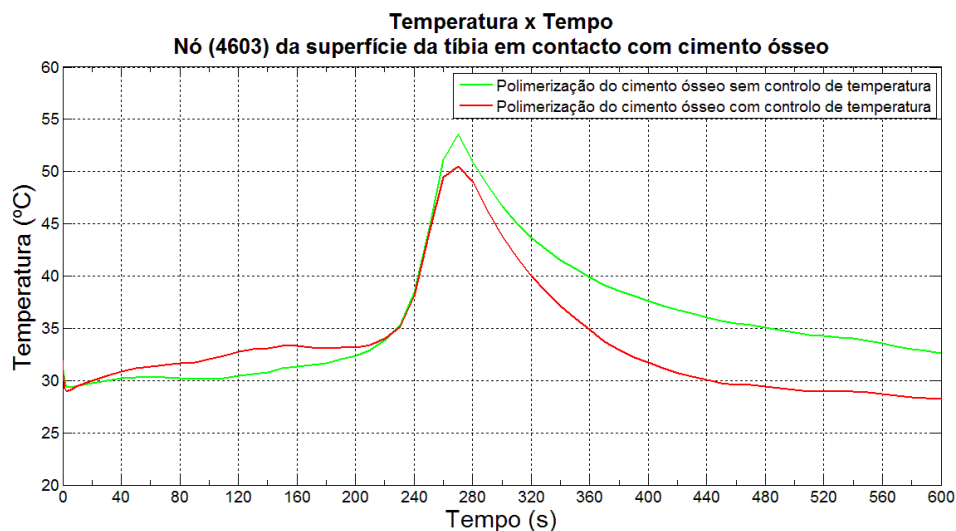


Figura 4.10: Variação da temperatura, nas duas simulações efectuadas, para um mesmo nó pertencente à malha de elementos finitos da face da tíbia em contacto com o cimento.

será a diferença entre as temperaturas máximas obtidas. Diferem estas em cerca de 3°C , ocorrendo no mesmo instante de tempo (270 segundos).

Verifica-se também que o pré-aquecimento do prato tibial tem influência directa na temperatura superficial da tíbia. Note-se que as temperaturas da mesma, nos primeiros 200 segundos são superiores em cerca de 2°C , na simulação com controlo de temperatura.

Observa-se ainda uma descida mais acentuada das temperaturas na simulação em que é efectuado o controlo, após o instante de temperatura máxima (270 segundos). É minimizado,

assim o tempo de exposição do osso a temperaturas mais elevadas.

Abordando novamente a função de pré-aquecimento do prato tibial e a sua importância no reforço estrutural do cimento ósseo, são apresentadas as figuras 4.11 e 4.12. Estas mostram a distribuição de temperaturas na sua face inferior, no instante limite do estágio de aquecimento contínuo (30 segundos), nas simulações sem e com controlo de temperatura, respectivamente. É bem visível a diferença entre as temperaturas registadas nas duas simulações. Na primeira, a temperatura máxima é 25,6°C (ocorrendo apenas em algumas áreas periféricas do prato tibial). Pelo gráfico da figura 4.10, verifica-se que a temperatura máxima na tibia é superior a este valor. Desta forma, a polimerização do cimento ósseo será iniciada na interface cimento-osso, sendo mais forte nesta zona, ao passo que na interface cimento-prato tibial, a polimerização poderá ser menos eficaz, promovendo a origem dos problemas já referidos como porosidade excessiva e consequente microfissuração do cimento a partir desta zona.

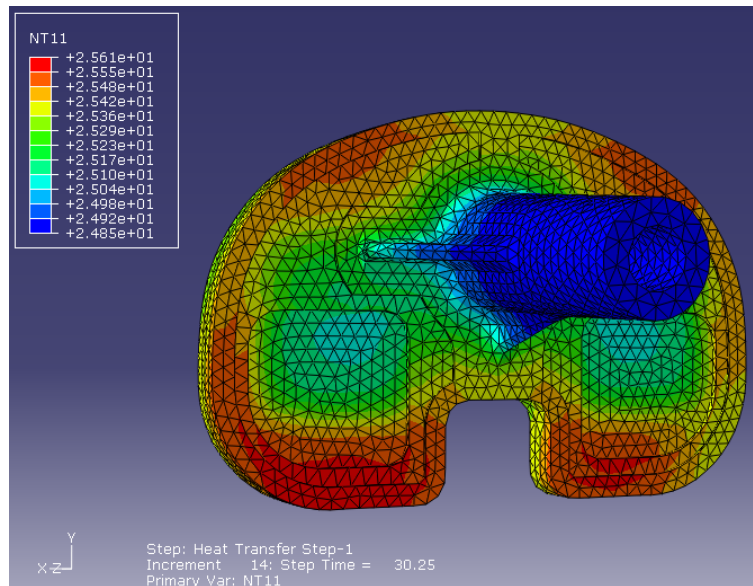


Figura 4.11: Distribuição de temperaturas (°C) na face do prato tibial em contacto com o cimento ósseo na sua polimerização com controlo de temperatura, 30 segundos após o início do processo (período de aquecimento contínuo).

Já na simulação com actuação do dispositivo, registam-se temperaturas máximas de cerca de 36°C na área de actuação dos TECs. Observa-se também que nas áreas circundantes as temperaturas, situam-se, na sua grande maioria, entre os 30 e os 34°C. Se for observada a temperatura da superfície da tibia neste instante (figura 4.10), verifica-se que esta apresenta o valor de 31°C, sensivelmente. Após a constatação destes factos, pode afirmar-se que o pré-aquecimento do prato tibial durante os primeiros 30 segundos provoca um efeito próximo do desejado, forçando a temperatura do prato tibial a ser superior à da superfície do osso, por forma a dinamizar a polimerização do cimento na interface cimento-osso, resultando num possível melhoramento das propriedades mecânicas do mesmo nesta interface.

Pela figura 4.12, pode verificar-se que o TEC central do dispositivo não causa a mesma influência nas temperaturas da face inferior do prato tibial que os restantes, devido à localização da haste do mesmo. No entanto pode ver-se, pela figura 4.13 que o TEC central tem uma

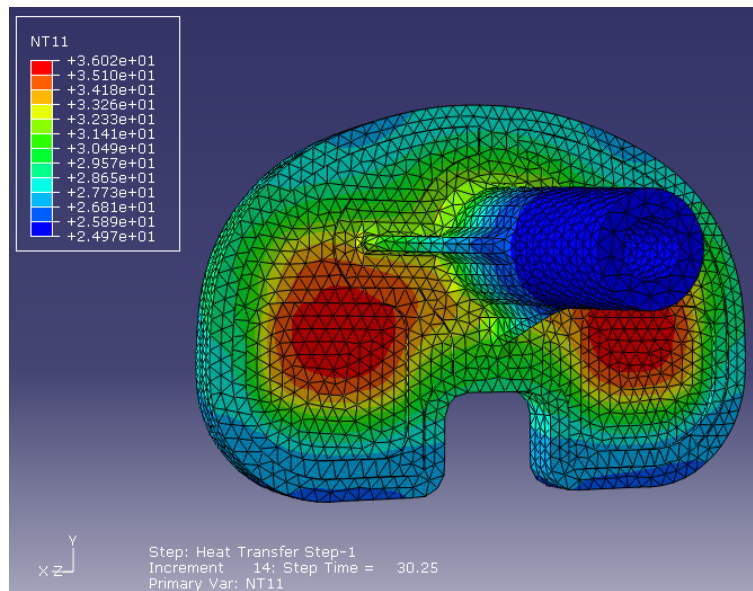


Figura 4.12: Distribuição de temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) na face do prato tibial em contacto com o cimento ósseo com controlo de temperatura, 30 segundos após o início do processo (período de aquecimento contínuo).

importância significativa na homogeneização das temperaturas do prato.

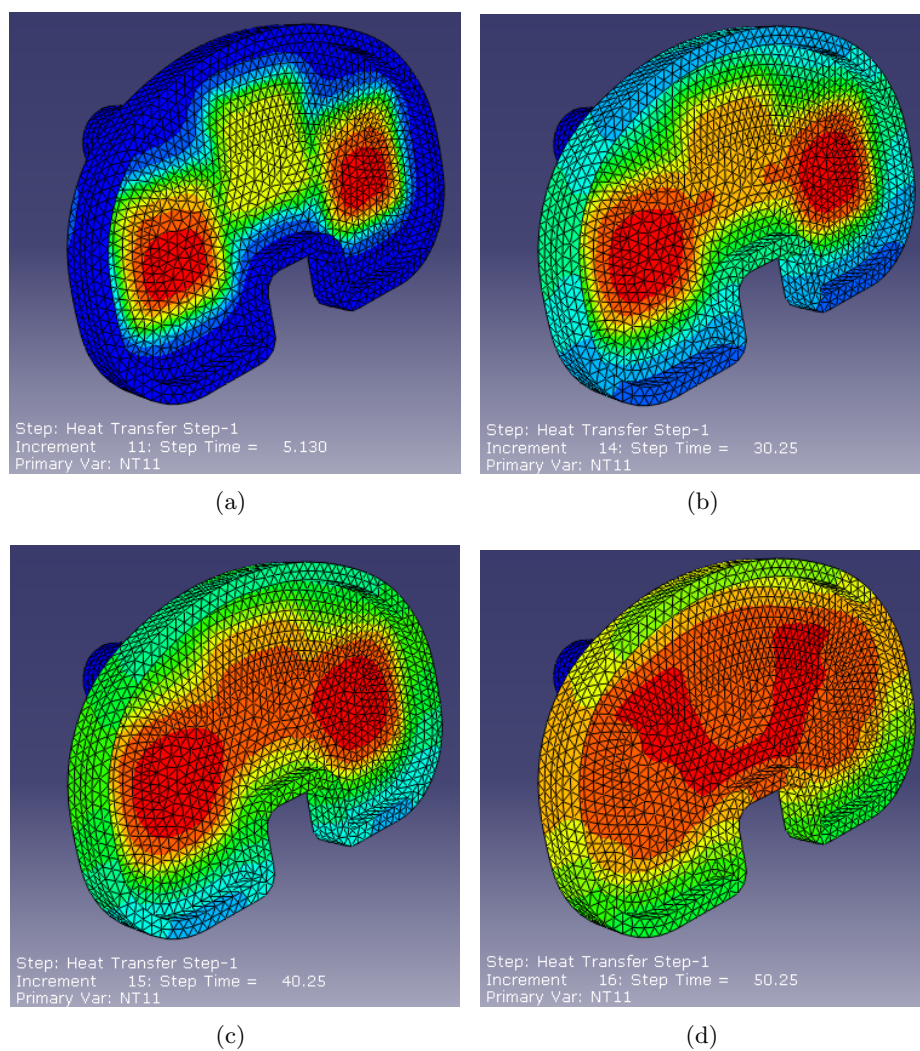


Figura 4.13: Gradiente de temperaturas na face superior do prato tibial em diferentes instantes do processo de polimerização do cimento ósseo com controle de temperatura : (a) 5 segundos; (b) 30 segundos; (c) 40 segundos; (d) 50 segundos.

Capítulo 5

Conclusões e trabalhos futuros

O dispositivo desenvolvido no âmbito do presente trabalho revelou capacidade de alterar o comportamento térmico das diferentes estruturas envolvidas na artroplastia cimentada, ou seja, implante, osso e cimento ósseo. Os ensaios realizados sem a utilização do dispositivo nos quais foi medida, directamente, a temperatura do cimento ósseo com recurso a um sensor colocado no interior do seu manto, mostraram a existência de risco de necrose de origem térmica devido aos valores de temperatura atingidos durante o processo de polimerização do cimento ósseo, bem como os tempos de duração das mesmas. Pode, com base nestes ensaios, concluir-se que está presente o risco de necrose de origem térmica na artroplastia cimentada do joelho.

A utilização do dispositivo apenas para a promoção do aumento da temperatura do implante durante a fase inicial de polimerização do cimento ósseo mostrou ser eficaz, conferindo a este temperaturas superiores à temperatura óssea durante a cirurgia. Esta capacidade, certamente contribuirá para o aumento da resistência mecânica da interface cimento-implante, apesar de esta resistência não ter sido objecto de estudo durante este trabalho. No entanto o procedimento de aquecimento implante conduziu a valores de temperatura no cimento ósseo, durante a sua polimerização, significativamente superiores aos alcançados nos ensaios sem a actuação do dispositivo. Estes resultados mostram que o aumento da temperatura do implante na fase inicial de polimerização contribui para uma aumento da probabilidade de necrose de origem térmica no tecido ósseo.

Tornou-se evidente, com os resultados anteriormente obtidos, que a utilização do dispositivo passaria, para além de aquecer o implante na fase inicial da polimerização do cimento ósseo, por desenvolver posteriormente a capacidade de evacuação do calor gerado pelo processo de polimerização por forma a reduzir, ou mesmo evitar, o risco de necrose de origem térmica no osso. Os resultados obtidos no modo de funcionamento do dispositivo em aquecimento numa fase inicial e arrefecimento numa fase posterior a partir do início da polimerização, mostraram a sua capacidade na redução da temperatura máxima atingida no processo de polimerização relativamente à situação sem fase de arrefecimento. Relativamente à parametrização do dispositivo, conclui-se que não é possível dar início à fase de arrefecimento recorrendo à informação de temperatura recolhida na face superior do prato tibial, pois os resultados obtidos evidenciaram que os sensores do dispositivo, não detectaram, em tempo adequado, o aumento de temperatura resultante do processo de polimerização do cimento. Tal facto não invalidou a utilização do dispositivo na sua total funcionalidade, tendo-se procedido à adaptação do modo de funcionamento do dispositivo para o início da fase de arrefecimento, sendo esta

iniciada, não com recurso ao sinal de temperatura do prato — como o inicialmente previsto na programação do software de controlo —, mas sim por temporização após a colocação do cimento sobre as superfícies óssea e do implante. Outro aspecto de importante focagem é a capacidade do dispositivo, numa fase intermédia das fases de aquecimento e arrefecimento contínuos, conseguir manter constante a temperatura do prato tibial durante um determinado tempo antes de ser iniciado o processo de arrefecimento contínuo. Esta funcionalidade garante a homogeneização da distribuição das temperaturas da superfície do prato, garantindo que a polimerização se inicia na interface cimento-implante em toda esta área.

Poderiam ter sido realizados ensaios experimentais apenas com um estágio de arrefecimento contínuo, iniciado instantes antes da polimerização do cimento ósseo. Neste caso, as temperaturas ao longo do ensaio seriam certamente mais baixas. Porém, com este procedimento, apesar de ser conseguida uma ainda maior redução do risco de necrose térmica, contribuiria para a fragilização do cimento na interface cimento-prótese, distanciando-se de um dos principais propósitos da sua actuação que é precisamente reforçar as propriedades estruturais do cimento nesta interface.

Os resultados obtidos com a utilização dos modelos numéricos replicando a artroplastia tibial do joelho humano, mostraram que a temperatura no osso na interface com o manto de cimento é inferior à temperatura do cimento ósseo, quer aquando da utilização do dispositivo ou sem a sua utilização. Estes resultados permitem concluir que as temperaturas medidas nos ensaios experimentais no manto de cimento não podem ser consideradas como as temperaturas do osso, tendo-se verificado no modelo numérico uma diferença de 3°C a 5°C, sensivelmente entre a temperatura máxima no cimento e a temperatura máxima no osso. Este facto permite reduzir alguma preocupação associada às elevadas temperaturas registadas nos ensaios experimentais. O modelo numérico evidenciou a capacidade de o dispositivo aumentar a temperatura inicial do prato tibial, de forma a promover o início da polimerização na respectiva interface e também de reduzir a temperatura máxima atingida pelo cimento durante este processo, contribuindo para a redução do efeito de necrose de origem térmica. No entanto, pelos gradientes de temperatura observados nos resultados numéricos, quer no cimento, quer no osso, evidencia-se que as zonas posteriores da tibia são aquelas em que o efeito do dispositivo se faz mais sentir. Pode-se concluir que a utilização do TEC central do dispositivo não origina a mesma influência nas temperaturas registadas que os TECs nas posições lateral e medial. No limite poderia ser considerada a eliminação do TEC central, já que o seu contributo para as temperaturas desenvolvidas no osso é reduzida na fase de arrefecimento. Contudo, este revela ter a sua importância na fase de aquecimento do prato tibial, já que permite um aquecimento mais rápido e uniforme da sua superfície.

São algumas as possibilidades de optimização do dispositivo de controlo de temperatura, mais concretamente do aplicativo do prato tibial. A primeira poderá passar pela tentativa de criar um sistema de dissipação de calor mais eficiente. Podendo, para isso, ser alterada a geometria do dissipador de calor, ou mesmo serem aplicados refrigeradores a ar para aumentar os índices de transferência de calor por convecção. Porém, as possibilidades são escassas, devido ao reduzido espaço disponível para a colocação do dispositivo aquando da, para já hipotética, intervenção cirúrgica. Pode ainda ser estudada a aplicação de TECs capazes de debitar fluxos de calor mais elevados, conferindo maior eficácia, principalmente na fase de arrefecimento. Contudo as dimensões dos implantes limitam significativamente o tamanho dos TECs a usar.

Um dos aspectos mais importantes a ser melhorado é o sistema de aquisição de temperaturas. Seria de todo importante a procura de outro tipo de sensores de temperatura, com maior precisão, menor tempo de resposta e menor área superficial, na tentativa de obtenção de uma maior fiabilidade na leitura de temperaturas por parte do dispositivo, possibilitando, eventualmente, a aplicação do processo total de controlo de temperatura recorrendo unicamente às temperaturas limite para mudança entre cada estágio do mesmo, tornando o dispositivo mais eficaz e autónomo.

A alteração da configuração e montagem do aplicativo do prato tibial seria outro factor de interesse no que diz respeito a possíveis melhoramentos. Poderá ser estudado um novo posicionamento dos sensores do prato tibial, de forma a garantir que estes não recebem influência dos TECs nem da placa de alumínio de grande espessura. O próprio isolamento conferido a estes sensores poderá ser alvo de melhorias, utilizando, por exemplo, materiais de menor condutividade térmica.

Para uma futura aplicação do dispositivo numa intervenção cirúrgica, seria imperativo que o aplicativo do prato tibial fosse de fáceis lavagem e esterilização, tendo por isso que ser perfeitamente vedado evitando o dano dos componentes electrónicos do seu interior (TECs e sensores de temperatura.)

Seria de todo interessante e importante, num trabalho futuro, analisar, microscopicamente, o cimento ósseo resultante dos vários tipos de ensaios efectuados, visando concluir de que forma os efeitos de pré-aquecimento e/ou arrefecimento do prato tibial poderão, ou não, contribuir para uma maior eficácia da sua polimerização na interface cimento prótese, consequente redução da porosidade e futuras microfissuras formadas a partir desta zona. Poderão ainda ser feitos testes para comparar as tensões de corte nas camadas de cimento obtidas em cada um dos ensaios.

Com estes testes seria possível avaliar a concordância com estudos já publicados, confirmando se as conclusões obtidas nos mesmos se aplicam aos experimentos desenvolvidos neste trabalho.

Apêndice A

Figuras auxiliares

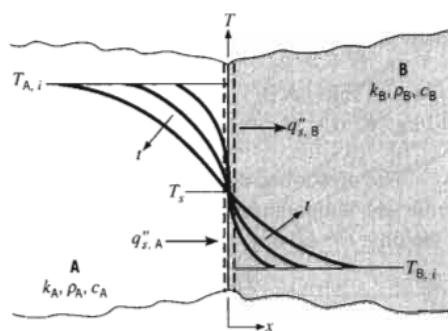


Figura A.1: Distribuição de temperaturas, em regime transiente, em dois sólidos em contacto [41].

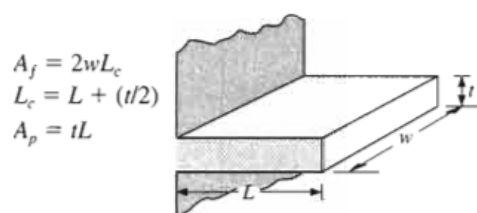


Figura A.2: Alheta de secção rectangular regular e respectivas cotas [41].

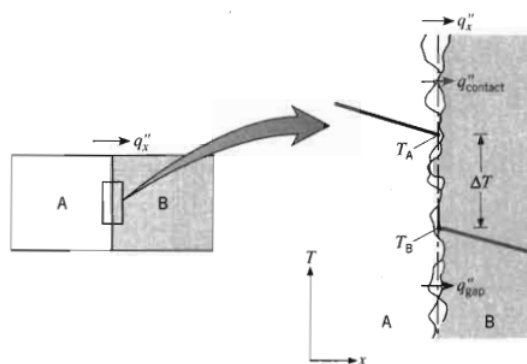


Figura A.3: Resistência de contacto na superfície de contacto de dois corpos e suas implicações no fluxo de calor e na distribuição de temperaturas [41].

Apêndice B

Características técnicas dos principais componentes electrónicos do dispositivo de controlo da temperatura de polimerização do PMMA

B.1 Sensores de temperatura LM35



November 2000

LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors

Electrical Characteristics								
(Notes 1, 6)								
Parameter	Conditions	LM35			LM35C, LM35D			Units (Max.)
		Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	Typical	Tested Limit (Note 4)	Design Limit (Note 5)	
Accuracy, LM35, LM35C	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.4	± 1.0		± 0.4	± 1.0		$^\circ\text{C}$
	$T_A = -10^\circ\text{C}$	± 0.5			± 0.5		± 1.5	$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{\text{MAX}}$	± 0.8	± 1.5		± 0.8		± 1.5	$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{\text{MIN}}$	± 0.8		± 1.5	± 0.8		± 2.0	$^\circ\text{C}$
Accuracy, LM35D	$T_A = +25^\circ\text{C}$				± 0.6	± 1.5		$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{\text{MAX}}$				± 0.9		± 2.0	$^\circ\text{C}$
	$T_A = T_{\text{MIN}}$				± 0.9		± 2.0	$^\circ\text{C}$
Nonlinearity	$T_{\text{MIN}} \leq T_A \leq T_{\text{MAX}}$	± 0.3		± 0.5	± 0.2		± 0.5	$^\circ\text{C}$
Sensor Gain (Average Slope)	$T_{\text{MIN}} \leq T_A \leq T_{\text{MAX}}$	$+10.0$	$+9.8, +10.2$		$+10.0$		$+9.8, +10.2$	mV/ $^\circ\text{C}$
Load Regulation $0 \leq I_L \leq 1 \text{ mA}$	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.4	± 2.0		± 0.4	± 2.0		mV/mA
	$T_{\text{MIN}} \leq T_A \leq T_{\text{MAX}}$	± 0.5		± 5.0	± 0.5		± 5.0	mV/mA
Line Regulation	$T_A = +25^\circ\text{C}$	± 0.01	± 0.1		± 0.01	± 0.1		mV/V
	$4\text{V} \leq V_S \leq 30\text{V}$	± 0.02		± 0.2	± 0.02		± 0.2	mV/V
Quiescent Current	$V_S = +5\text{V}, +25^\circ\text{C}$	56	80		56	80		μA
	$V_S = +5\text{V}$	105		158	91		138	μA
	$V_S = +30\text{V}, +25^\circ\text{C}$	56.2	82		56.2	82		μA
	$V_S = +30\text{V}$	105.5		161	91.5		141	μA
Change of Quiescent Current	$4\text{V} \leq V_S \leq 30\text{V}, +25^\circ\text{C}$	0.2	2.0		0.2	2.0		μA
	$4\text{V} \leq V_S \leq 30\text{V}$	0.5		3.0	0.5		3.0	μA
Temperature Coefficient of Quiescent Current		$+0.39$		$+0.7$	$+0.39$		$+0.7$	$\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
Minimum Temperature for Rated Accuracy	In circuit of Figure 1, $I_L = 0$	$+1.5$		$+2.0$	$+1.5$		$+2.0$	$^\circ\text{C}$
Long Term Stability	$T_J = T_{\text{MAX}}$, for 1000 hours	± 0.08			± 0.08			$^\circ\text{C}$

Figura B.1: Características funcionais dos sensores de temperatura LM35 [37].

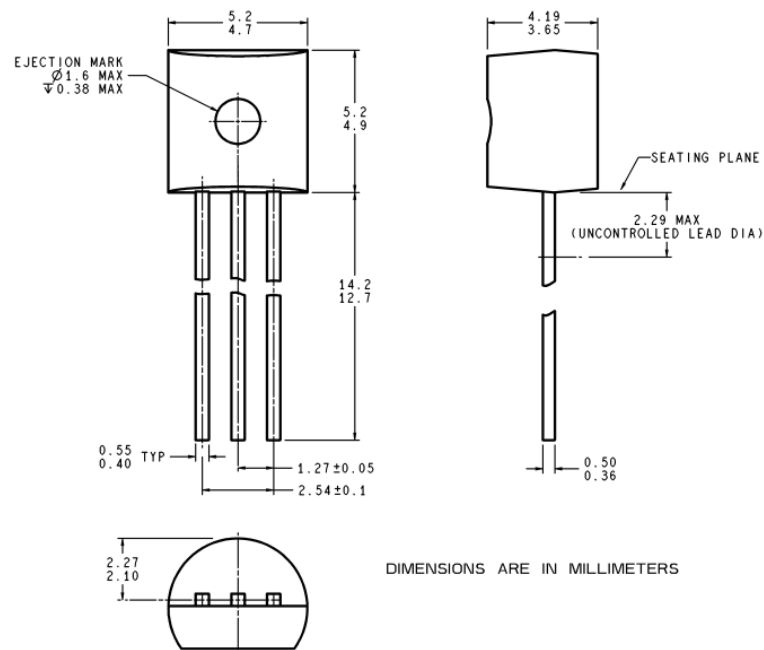
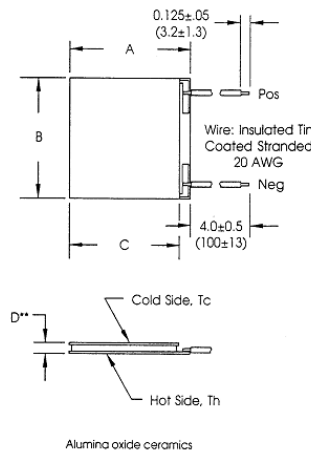


Figura B.2: Características dimensionais dos sensores de temperatura LM35 [37].

B.2 Módulos Termoeléctricos de Arrefecimento

marlow
industries, inc.™

DuraTEC Series



Mechanical Specifications Table 1

Model Number (DTXX-X)	Dim A +0.030 (.76) -0.010 (.25)	Dim B +0.030 (.76) -0.010 (.25)	Dim C +0.030 (.76) -0.010 (.25)	Dim D** (Unlapped)
DT12-2.5	1.339 (34)	1.181 (30)	1.181 (30)	0.159 (4.04)
DT12-4	1.339 (34)	1.181 (30)	1.181 (30)	0.135 (3.43)
DT12-6	1.732 (44)	1.575 (40)	1.575 (40)	0.158 (4.01)
DT12-8	1.732 (44)	1.575 (40)	1.575 (40)	0.143 (3.63)
DT6-2.5	1.102 (28)*	0.925 (23.5)*	0.925 (23.5)*	0.159 (4.04)
DT6-4	1.102 (28)*	0.925 (23.5)*	0.925 (23.5)*	0.135 (3.43)
DT6-6	1.339 (34)	1.181 (30)	1.181 (30)	0.158 (4.01)
DT6-8	1.339 (34)	1.181 (30)	1.181 (30)	0.143 (3.63)
DT3-2.5	0.807 (20.5)*	0.630 (16)*	0.630 (16)*	0.159 (4.04)
DT3-4	0.807 (20.5)*	0.630 (16)*	0.630 (16)*	0.135 (3.43)
DT3-6	0.965 (24.5)	0.787 (20)	0.787 (20)	0.158 (4.01)
DT3-8	0.965 (24.5)	0.787 (20)	0.787 (20)	0.143 (3.63)

Dimensions are in inches, millimeters are in ()

* Maximum size

	Ht. Tolerance	Flatness	Parallelism
Lapped	± 0.001 (0.025)	0.001 (0.025)	0.002 (0.051)
**Unlapped	± 0.005 (0.127)	0.002 (0.051)	0.003 (0.076)

(Lapped height 0.004 (.102) less than unlapped height)

Typical Performance Specifications (in dry nitrogen)

Table 2

Model Number (DTXX-X)	I _{max} (Amps)	Th=27° C			Th=35° C			Th=50° C			AC Resistance (Ohms)@27° C
		Q _{max} (Watts)	V _{max} (Volts)	ΔI _{max} (°C)	Q _{max} (Watts)	V _{max} (Volts)	ΔI _{max} (°C)	Q _{max} (Watts)	V _{max} (Volts)	ΔI _{max} (°C)	
DT12-2.5	2.5	23	14.7	66	24	15.2	69	26	16.4	74	4.9
DT12-4	3.7	36	14.7	66	37	15.2	69	39	16.4	74	3.2
DT12-6	5.6	54	14.7	66	56	15.2	69	60	16.4	74	2.2
DT12-8	7.4	71	14.7	66	74	15.2	69	78	16.4	74	1.6
DT6-2.5	2.5	13	8.2	65	14	8.6	68	14	9.2	73	2.8
DT6-4	3.7	20	8.2	65	21	8.6	68	22	9.2	73	1.8
DT6-6	5.6	30	8.2	65	31	8.6	68	33	9.2	73	1.2
DT6-8	7.4	39	8.2	65	41	8.6	68	43	9.2	73	0.9
DT3-2.5	2.5	6	3.6	65	6	3.8	68	6	4.1	73	1.2
DT3-4	3.7	9	3.6	65	9	3.8	68	10	4.1	73	0.8
DT3-6	5.6	13	3.6	65	14	3.8	68	14	4.1	73	0.5
DT3-8	7.4	17	3.6	65	18	3.8	68	19	4.1	73	0.4

Figura B.3: Características técnicas dos módulos termoeléctricos de arrefecimento da fabricante Marlow Industries [38].

B.3 Placa de aquisição de dados NI USB-6008, *National Instruments*

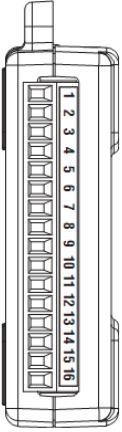
Module	Terminal	Signal, Single-Ended Mode	Signal, Differential Mode
	1	GND	GND
	2	AI 0	AI0+
	3	AI 4	AI0-
	4	GND	GND
	5	AI 1	AI1+
	6	AI 5	AI1-
	7	GND	GND
	8	AI 2	AI2+
	9	AI 6	AI2-
	10	GND	GND
	11	AI 3	AI3+
	12	AI 7	AI3-
	13	GND	GND
	14	AO 0	AO 0
	15	AO 1	AO 1
	16	GND	GND

Figura B.4: Entradas analógicas da placa de aquisição de dados NI USB-6008, *National Instruments* [49].

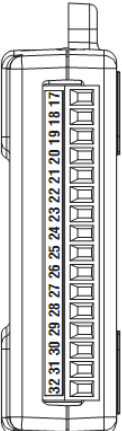
Module	Terminal	Signal
	17	P0.0
	18	P0.1
	19	P0.2
	20	P0.3
	21	P0.4
	22	P0.5
	23	P0 6
	24	P0.7
	25	P1.0
	26	P1.1
	27	P1.2
	28	P1.3
	29	PFI 0
	30	+2.5 V
	31	+5 V
	32	GND

Figura B.5: Saídas digitais da placa de aquisição de dados NI USB-6008, *National Instruments* [49].

B.4 Esquema eléctrico do dispositivo de controlo de temperatura do PMMA

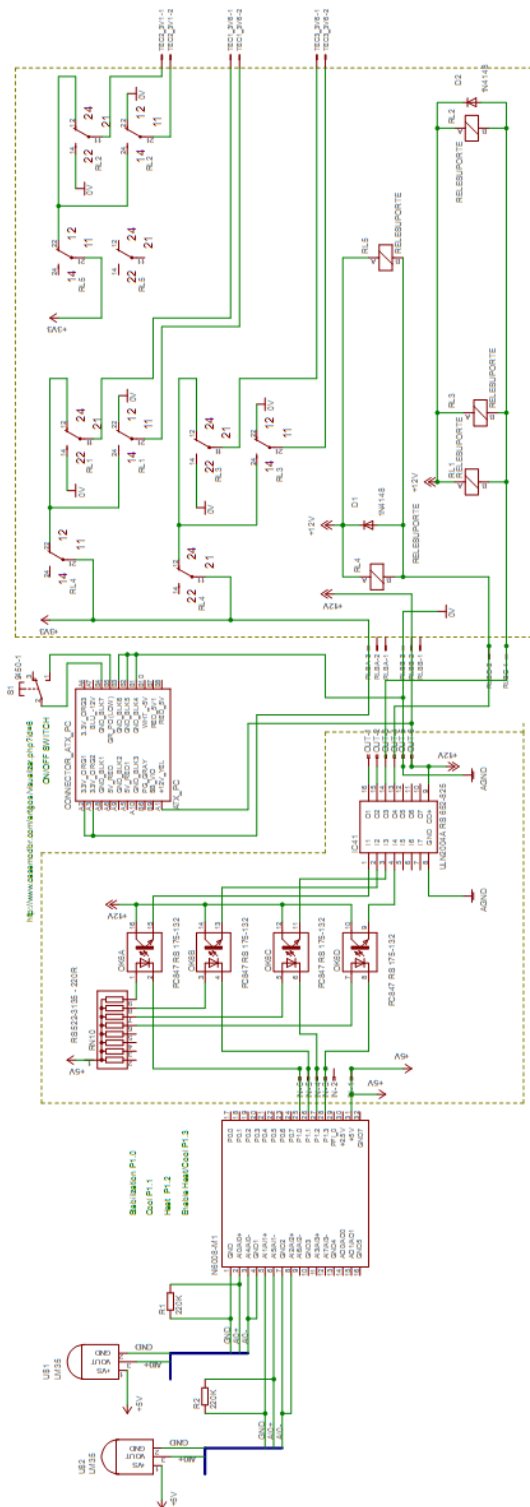


Figura B.6: Esquema eléctrico da unidade de controlo de temperatura do PMMA.

Bibliografia

- [1] N. J. Dunne. Evaluation of static, dynamic properties of polymethylmethacrylate bone cements and their effects on implant fixation. Master's thesis, The Queen's University of Belfast, 1996.
- [2] A. Briscoe and A. New. Polymerization stress modeling in acrylic bone cement. *Journal of Biomechanics*, 43:978–983, 2010.
- [3] S. Deb. *Orthopaedic bone cements*. Woodhead publisher in materials, 2008.
- [4] A. Completo. *Estudo Numérico e Experimental da Biomecânica da Prótese do Joelho*. PhD thesis, Universidade de Aveiro. Departamento de Engenharia Mecânica, 2006.
- [5] A. F. Vieira. Projecto de um componente femoral de uma prótese articular da anca em materiais compósitos. Master's thesis, Universidade do Porto, Faculdade de Engenharia, 2004.
- [6] Gonartrose: A artrose do joelho. <http://www.gonartrose.com/gonartrose-artrose.html>. Acedido a 16.09.2010.
- [7] Ortopedia Madeira web page. <http://www.ortopediamadeira.org/artrose.htm>. Acedido a 16.9.2010.
- [8] M. Nottrott. Acrylic bone cements. influence of time and environment on physical properties. *Acta Orthopaedica*, 81:Supplementum: 340, 2010.
- [9] C.R. Nabais. Análise numérica da interface osso-cimento na artroplastia da anca. Master's thesis, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2006.
- [10] A. Ramos. Estudo numérico e experimental de uma nova componente femoral da prótese de anca cimentada. Master's thesis, Universidade de Aveiro. Departamento de Engenharia Mecânica, 2006.
- [11] University of Iowa. Hospitals & Clinics web page. <http://www.uihealthcare.com/topics/medicaldepartments/orthopaedics/kneereplacement/index.html>. Acedido a 16.09.2010.
- [12] Orto Corpore web page. <http://www.ortocorpore.com.br/artigos/exibir/?id=5>. Acedido a 16.09.2010.
- [13] M. Stanczyk. Study on modelling of PMMA bone cement polymerisation. *Journal of Biomechanics*, 38:1397–1403, 2005.

- [14] K. Takegami, T. Sano, H. Wakabayashi, J. Sonoda, T. Yamazaki, S. Morita, T. Shibuya, and A. Uchida. New ferromagnetic bone cement for local hyperthermia. *Journal of Biomedical Materials Research*, 43:2, 1998.
- [15] A. Moritz and F. Henriques. Studies on thermal injury II the relative importance of time and surface temperature in the causation of cutaneous burns. *American Journal of Pathology*, 23:695–720, 1947.
- [16] J. Lundskog. Heat and bone tissue: an experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 9:1–80, 1972.
- [17] R.A. Eriksson and T. Albrektsson. The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42:705–711, November 1984.
- [18] C.A. Homsy, H.S. Tullos, M.S. Anderson, N.M. Differante, and J.W. King. Some physiological aspects of prosthesis stabilization with acrylic polymer. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 83:317–328, 1972.
- [19] G. Biehl, J. Harms, and U. Hauser. Experimentelle untersuchungen Über die wärmeentwicklung inm knochen bei der polymerisation von knochezement. *Archiv fur Orthopadische und Unfall-Chirurgie*, 78:62–69, 1974.
- [20] J.R. Mayer, E.P. Lautenschlager, and E.K. Moore. On the setting properties of acrylic bone cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 55-A:149–156, 1973.
- [21] R. Labitzke and M. Paulus. Intraoperative temperaturmessungen in der hüftchirurgie während der polymerisation des knochenazements palacos. *Archiv fur Orthopadische und Unfall-Chirurgie*, 79:341–346, 1974.
- [22] J.A. DiPisa, G.S. Sih, and A.T. Berman. The temperature problem at the bone-acrylic cement interface of the total hip replacement. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 121:95–98, 1976.
- [23] S. Harving, K. Søballe, and C. Bunger. A method for bone-cement interface thermometry. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 62:546–548, 1991.
- [24] Encyclopædia Britannica web page. <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/504086/Ringers-solution>. Acedido a 28-09-210.
- [25] A. G. M. Wykrnan. Acetabular cement temperature in arthroplasty. Effect of water cooling in 19 cases. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 63:543–544, 1992.
- [26] B. Pascual, B. Vtiquez, M. Gurruchaga, I. Goti, M. P. Ginebra, F. J. Gil, J. A. Planell, B. Levenfeld, and J. S. Román. New aspects of the effect of size and size distribution on the setting parameters and mechanical properties of acrylic bone cements. *Biomaterials*, 17:509–516, 1996.
- [27] P. Müller-Wille, J. S. Wang, and L. Lidgren. Integrated system for preparation of bone cement and effects on the quality and environment. *Journal of Biomedical Materials Research*, 38(2):135–42, 1997.

- [28] S. Morita, S. Kawachi, H. Yamamoto, K. Shinomiya, N. Nakabayashi, and K. Ishihara. Total hip arthroplasty using bone cement containing tri-n-butylborane as the initiator. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 48:759–763, 1999.
- [29] H. Fukushima, Y. Hashimoto, S. Yoshiya, M. Kurosaka, M. Matsuda, S. Kawamura, and T. Iwatsubo. Conduction analysis of cement interface temperature in total knee arthroplasty. *Kobe Journal of Medical Sciences*, 48:63–72, 2002.
- [30] K. Iesaka, W. L. Jaffe, and F.J. Kummer. Effects of the initial temperature of acrylic bone cement liquid monomer on the properties of the stem-cement interface and cement polymerization. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 68B, 68B:186–190, 2003.
- [31] K. Iesaka, W. L. Jaffe, and F.J. Kummer. Effects of preheating of hip prosthesis on the stem-cement interface. *Journal of bone and joint surgery*, 85-A:421–427, 2003.
- [32] C. Li, S. Schmid, and J. Mason. Effects of pre-cooling and pre-heating procedures on cement polymerization and thermal osteonecrosis in cemented hip replacements. *Medical Engineering & Physics*, 25:559–564, 2003.
- [33] P. Hsieh, C. Tai, Y. Chang, M. S. Lee, H. Shih, and C. Shih. Precooling of the femoral canal enhances shear stress at the cement-prosthesis interface and reduces the polymerization temperature. *Journal of Orthopaedic Research*, 24:1809–1814, 2006.
- [34] A. Completo, M. Schiller, and I. Abe. Dispositivo de Controlo de Temperatura do Implante e Cimento Ósseo na Artroplastia Cimentada. Patente Nacional INPI n^o PT103799, Julho 2007.
- [35] M. W. Schiller. *Aplicações de redes de Bragg na biomecânica*. PhD thesis, Universidade de Aveiro. Departamento de Engenharia Física, 2009.
- [36] Cinel (centro de formação profissional da indústria electrónica) web page. <http://www.cinelformacao.com/labview1/files/ud4/usb6008.jpg>. Acedido a 10.10.2010.
- [37] National Semiconductor Corporation. Lm35 precision centigrade temperature sensors, 2000.
- [38] Marlow industries inc. TM. DuraTEC Series Thermoelectric Coolers.
- [39] Kryotherm web page. <http://www.kryotherm.ru/imagez/peltier-porto.jpg>. Acedido a 10-08-2010.
- [40] B. S. Mann. *Transverse Thermoelectric Effects for Cooling and Heat Flux Sensing*. PhD thesis, Virginia Polytechnic Institute & State University, 2006.
- [41] F.P. Incropera, D. P. Dewitt, T. L. Bergman, and A. S. Lavine. *Fundamentals of Mass and Heat Transfer*. John Wiley & Sons, 6th edition, 2007.
- [42] Matweb web page. <http://www.matweb.com>. Acedido em: 10-09-2010.
- [43] S. T. Larsen and L. Ryd. Temperature elevation during knee arthroplasty. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60:439–442, 1989.

- [44] Depuy CMW a Johnson & Johnson Company. Depuy orthopaedic gentamicin bone cements.
- [45] Y. Saulgozis, L.I. Siutskii, I.V. Knets, and Yanson. Investigation of the relations between the various mechanical properties and the biochemical composition of human bone tissue. *Polymer Mechanics*, 9:119–125, 1974.
- [46] R. Huiskes. Some fundamental aspects of human joint replacement. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 185:19–108, 1980.
- [47] B.R. Baliga, P.L. Rose, and A.M. Ahmed. Thermal modeling of polymerizing polymethylmethacrylate, considering temperature-distribution heat generation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 114:251–259, 1992.
- [48] B. R. Radev, J. A. Kase, M. J. Askewa, and S. D. Weiner. Potential for thermal damage to articular cartilage by PMMA reconstrution of a bone cavity following tumor excision: A finite elment study. *Journal of Biomechanics*, 42:1120–1126, 2009.
- [49] National Instruments corporation. User guide and specifications: Ni usb 6008/6009, 2008.